

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Виробництва приладів

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” _____ 2019 р.

Дипломний проект

освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр»

зі спеціальності _____ 6.051003 – Приладобудування _____
(код і назва)

на тему: _____ Портативний електроміограф з мікроконтролерним керуванням _____

Виконав: студент _____ IV _____ курсу, групи _____ ПБЗ-51 _____
(шифр групи)

_____ Савченко Андрій Віталійович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник асистент, Вонсевич Костянтин Петрович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДППБ-з51.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	85	
3	A1	ДППБ-з51.1702.001 СХ	Класифікація методів визначення активності м'язів	1	
4	A2	ДППБ-з51.1702.002	Загальний вигляд системи портативного електроміографу	1	
5	A2	ДППБ-з51.1702.003 СХ	Функціональна схема портативного електроміографу	1	
6	A2	ДППБ-з51.1702.004 СХ	Електрична схема системи портативного електроміографу	1	
7	A1	ДП ПБз51.1702.005 СК	Портативний електроміограф (складальне креслення)	1	
8	A1	ДППБ-з51.1702.006 СХ	Схема структурного складу	1	
9	A1	ДППБ-з51.1702.007 СХ	Технологічна схема складання	1	

				ДППБ-з51.1702.000 ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Савченко А.В.			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Вонсевич К.П.				1	
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-з51	
Н/контр.						
Зав.каф.	Тимчик Г.С.					

Пояснювальна записка до дипломного проекту

на тему: Портативний електроміограф з мікроконтролерним керуванням

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет) Приладобудівний факультет _____
(повна назва)

Кафедра Виробництва приладів _____
(повна назва)

Освітньо-кваліфікаційний рівень – «бакалавр»

Спеціальність 6.051003 – Приладобудування _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)
« ____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломний проект студенту
Савченку Андрію Віталійовичу _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Портативний електроміограф з мікроконтролерним керуванням _____

керівник проекту Вонсевич Костянтин Петрович _____
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» 05 2019 р. №1383-с

2. Термін подання студентом проекту 10.06.2019 _____

3. Вихідні дані до проекту метод електроміографії, параметри вимірювального блоку: кількість каналів – 2, передача даних – безпроводна; тип електродів – поверхневі;

4. Зміст пояснювальної записки Вступ 1. Конструкторський розділ; 1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини; 1.2. Класифікація методів визначення активності м'язів; 1.3. Основи методу поверхневої електроміографії; 1.4. Огляд і аналіз засобів інтелектуальної власності; 1.5. пристроїв для вимірювання електроміограми; 1.6. Розробка загального вигляду та функціональної схеми електроміографу; 1.7. Розробка електричної схеми приладу; 1.8. Методика перевірки портативного електроміографу. 1.9. Основні несправності електроміографу; 2. Технологічний розділ 2.1. Аналіз технологічності конструкції портативного електроміографу; 2.2. Розрахунок точності складальних робіт; 2.3. Розробка технологічного процесу складання; Висновки; Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Класифікація методів визначення активності м'язів (A1); Загальний вигляд системи портативного електроміографу (A2); Функціональна схема (A2); Електрична схема (A2); Складальне креслення (A1); CCC (A1); TCC (A1); Деталювання (1-1,5 A1).

6. Консультанти розділів проекту*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Конструкторський			
Технологічний			

7. Дата видачі завдання 22.04.2019

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд та аналіз анатомічних особливостей структури м'язового апарату людини	22.04.2019	
2	Розробка класифікації методів визначення активності м'язів	26.04.2019	
3	Опис основ функціонування методу поверхневої електроміографії	30.04.2019	
4	Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності та сучасних аналогів	02.05.2019	
5	Розробка принципово-функціональної та електричної схеми	08.05.2019	
6	Розрахунок вузла електричної схеми	13.05.2019	
7	Розробка конструкції. Деталювання.	16.05.2019	
8	Проведення технологічних розрахунків	20.05.2019	
9	Розробка CCC та TCC	27.05.2019	
10	Розробка маршрутних карт	03.06.2019	
11	Подача диплому до захисту	10.06.2019	

Студент

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

Керівник проекту

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

АНОТАЦІЯ

У дипломному проекті було розроблено портативний електроміограф з мікроконтролерним керуванням. Проект містить: 85 сторінок, 25 ілюстрацій, 17 таблиць, 22 формули, 8 креслень, 8 додатків та 50 літературних посилань.

Розроблений електроміограф дозволяє вимірювати активність окремих м'язів при виконанні рухів кінцівок і надає можливість отримувати інформацію про динаміку руху м'язів навіть в процесі виконання активних дій. Такі прилади знаходять своє застосування у сфері реабілітації, приладах для класифікації жестів та при розробці сучасних протезних пристроїв.

Під час виконання дипломного проекту було проведено загальний огляд анатомічних особливостей структури м'язового апарату, розглянуто класифікацію методів визначення активності м'язів, описано основи методу поверхневої електроміографії, проведено аналіз засобів інтелектуальної власності та сучасних пристроїв для вимірювання поверхневої електроміограми.

Окрім того, було спроектовано функціональну та електричну схему електроміографу, визначено її схемо-технічні компоненти. Також було проведено розрахунки параметрів операційного підсилювача, розмірних ланцюгів електроміографу і рівня технологічності приладу. В процесі роботи було спроектовано структурну і технологічну схеми, маршрутні карти складання і визначено потенційно-можливі несправності приладу.

ANNOTATION

In the diploma project a portable electromyograph with microcontroller control was developed. The project contains: 85 pages, 25 illustrations, 17 tables, 22 formulas, 8 drawings, 8 appendixes and 50 literary references.

The developed electromyograph allows you to measure the activity of individual muscles in the performance of limb movements and provides an opportunity to receive information about the dynamics of muscle movement, even in the course of active actions. Such devices find their application in the field of rehabilitation, devices for classification of gestures and the development of modern prosthetic devices.

During the implementation of the diploma project, a general review of the anatomical features of the structure of the musculoskeletal system was conducted, the classification of methods for determining the activity of muscles was considered, the basis of the surface electromyography method was described, an analysis of intellectual property and modern devices for measuring surface electromyograms was performed.

In addition, the functional and electrical diagram of the electromyograph was designed, its circuit-technical components were determined. Also, calculations of the parameters of the operating amplifier, dimensional circuits of the electromyograph and the level of technological efficiency of the device were made. In the process of work was designed structural and technological schemes, route maps assembly and identified potentially possible malfunctions of the device.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	12
Вступ.....	13
1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ.....	14
1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини.....	15
1.1.1. Загальна структура м'язів тіла. Скелетні м'язи.....	15
1.1.2. Скорочення скелетних м'язів. Біопотенціал.....	17
1.1.3. Патологічні зміни м'язової активності.....	19
1.2. Класифікація методів визначення активності м'язів.....	22
1.3. Основи методу поверхневої електроміографії.....	24
1.4. Огляд і аналіз засобів інтелектуальної власності.....	27
1.5. Огляд і аналіз сучасних пристроїв для вимірювання електроміограми.....	33
1.6. Розробка загального вигляду та функціональної схеми електроміографу...40	
1.6.1. Загальний вигляд та принцип роботи портативного електроміографу...40	
1.6.2. Розробка принципово-функціональної схеми.....	41
1.6.3. Обґрунтування схемо-технічних елементів портативного електроміографу.....	43
1.7. Розробка електричної схеми приладу.....	49
1.7.1. Принцип роботи електричної схеми приладу.....	49
1.7.2. Розрахунок електричних параметрів операційного підсилювача.....	50
1.8. Методика перевірки портативного електроміографу.....	54
1.9. Основні несправності електроміографу.....	55
2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	56
2.1. Аналіз технологічності конструкції портативного електроміографу.....	57
2.2. Розрахунок точності складальних робіт.....	62
2.3. Розробка технологічного процесу складання.....	63
2.3.1. Схема структурного складу.....	63
2.3.2. Технологічна схема складання.....	64
ВИСНОВКИ.....	65

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	66
ДОДАТКИ.....	70
Додаток А. Класифікація методів визначення активності м'язів	71
Додаток Б. Загальний вигляд портативного електроміографу.....	73
Додаток В Функціональна схема портативного електроміографу.....	75
Додаток Г. Електрична схема портативного електроміографу.....	77
Додаток Д. Складальне креслення, деталювання та специфікація.....	79
Додаток Е. Структурна схема складання.....	81
Додаток Є. Технологічна схема складання.....	83
Додаток Ж. Технологічний маршрут складання електроміографу.....	85

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

У тексті дипломного проекту використовуються наступні скорочення:

БО – біологічний об'єкт;
ПД – потенціал дії;
ПК – персональний комп'ютер;
ПФ – потенціали фасцикуляцій;
СД – світлодіод;
МК – мікроконтролер;
ОП – операційний підсилювач;
НС – нервова система
ЕШ – електронний шум;
sEMG – поверхнева електроміограма;
ENMG – електронейроміографія;
SMG – сономіографія;
FMG – форс-міографія.

Вступ

Дослідження активності м'язів кінцівок є важливою темою у сфері реабілітації, приладах для класифікації жестів, у сфері протезування та при розробці сучасних пристроїв для взаємодії типу «людина-комп'ютер». Якісне визначення біологічних сигналів від м'язів рук та ніг є комплексним завданням, що передбачає виконання цілого набору вимог [1].

Одним із найбільш достовірних та вивчених методів дослідження біологічної активності м'язів є метод поверхневої електроміографії (sEMG), який вимірює біоелектричний потенціал м'язу, при виконанні ним скорочення або деякої роботи [2]. У переважній більшості випадків прилади для вимірювання електроміограми є стаціонарними і передбачають використання деякої кількості провідних поверхневих електродів. Такі сенсори є досить розповсюдженими, що збільшує простоту їх застосування у біологічних дослідженнях, однак відсутність портативності вимірювальних приладів для sEMG робить більш складним їх використання у сфері спортивних біомедичних вимірювань та у якості методу моніторингу стану м'язів у протезній техніці.

Метою дипломного проекту є розробка двох-канального портативного електроміографу з мікроконтролерним керуванням та можливістю підключення як провідних так і безпроводних вимірювальних електродів. Така система дозволить реєструвати активність окремих груп м'язів під час виконання рухів кінцівок та надасть можливість отримувати інформацію про динаміку руху навіть під час виконання активних дій.

1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ

1.1. Анатомічні особливості структури м'язового апарату людини

1.1.1. Загальна структура м'язів тіла. Скелетні м'язи

Відповідно до морфо-функціональної класифікації м'язи людини поділяються на дві великих групи:

- Гладкі;
- Поперечно-смуговані;

В свою чергу, серед поперечно-смугованих м'язів виділяють:

- Серцеві;
- Скелетні м'язи.

Група *гладких* м'язів входить до складу клітин внутрішніх органів, кровоносних і лімфатичних судин людини та складається зі специфічних клітин – міоцитів [1]. Особливістю цих м'язів є те, що вони здатні до повільних і тривалих скорочень, які відбуваються автоматично, незалежно від бажання людини, завдяки сигналам вегетативної нервової системи. Такі м'язи розташовуються у стінках порожнистих внутрішніх органів і відіграють важливу роль у безсвідомих процесах (наприклад, переміщенні їжі у травному тракті, організації роботи стравоходу, сечового міхура ітд). Іншу групу м'язів, скорочення яких не підконтрольні свідомості людини складають *серцеві поперечносмугасті* м'язи (міокард) [1-3]. Ці м'язи беруть участь в організації роботи серця, складаються з клітин кардіоміоцитів і також іннервуються вегетативною нервовою системою.

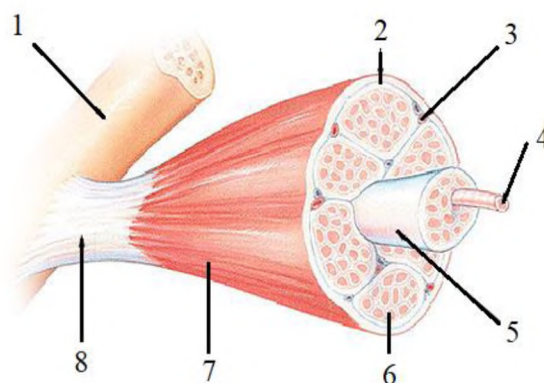


Рис. 1.1. Загальна будова скелетного м'язу людини [4]: 1 – кістка, 2 – перимізій, 3 – кровоносна судина, 4 – м'язове волокно, 5 – фасціальний футляр скелетного м'язу, 6 – ендомізій, 7 – епімізій, 8 – сухожилок

В свою чергу, структура м'язового апарату людини складає приблизно 400 *скелетних* поперечносмугастих м'язів (рис.1.1). Ці м'язи прикріплюються до кісток і разом зі скелетом складають опорно-рухову систему людини [5]. Скелетні м'язи скорочуються довільно, під впливом імпульсів, що надходять по периферійним нервам від центральної нервової системи (ЦНС) і можуть змінювати положення тіла в просторі, рухаючи кістками (рис. 1.2).

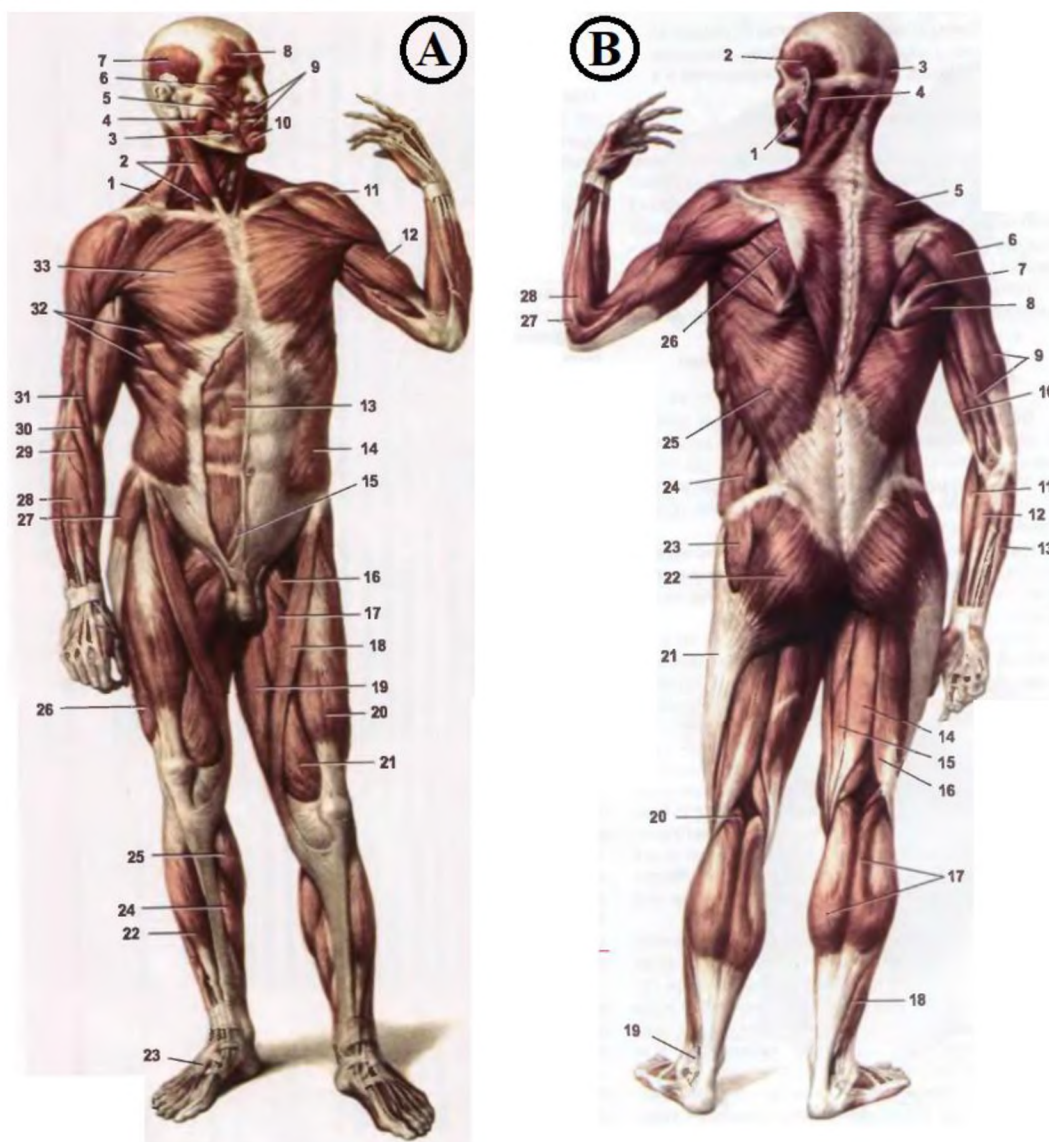


Рис. 1.2. Скелетні м'язи людини. А – вигляд спереду; В – вигляд ззаду [1]

Загальна маса скелетних м'язів у дорослої людини складає від 30% до 40% загальної маси тіла [1; 5] і може збільшуватись внаслідок постійних активних тренувань і професійних занять спортом. Для немовлят, маса скелетних м'язів складає

20-22%, а для літніх людей може зменшуватись до 25-30%, після зниження м'язової активності.

Таблиця 1.1. Групи скелетних м'язів [1]

Групи скелетних м'язів тіла людини			
Голова	Тулуб	Кінцівки	
		Верхні	Нижні
М'язи обличчя, жувальні м'язи	М'язи спини, м'язи шиї, грудної клітки, діафрагми, живота, промежини	М'язи грудного поясу, плеча, передпліччя, кисті	М'язи тазового поясу, стегна, гомілки, стопи

Скелетні м'язи класифікують залежно від їх розташування відносно суглобів, форми, довжини, напрямку м'язових волокон, а також функцій і розподіляють на кілька великих груп (табл. 1.1). Зокрема, серед груп *скелетних* м'язів виділяють: м'язи голови, тулуба і кінцівок [1]. Кожна з цих великих груп підрозділяється на м'язи окремих ділянок, що розташовуються шарами: поверхневі, глибокі, присередні і бічні.

1.1.2. Скорочення скелетних м'язів. Біопотенціал

М'язове волокно є багатоядерною структурою, що оточена мембраною і містить спеціальний скорочувальний апарат - міофібрили. Міофібрили, в свою чергу, складаються з функціональних одиниць апарату м'язової клітини – саркомерів, скорочення яких викликає скорочення міофібрили і загальне скорочення м'язового волокна [6]. Механізм м'язового скорочення передбачає декілька основних фаз і перетворень, що можуть зображені на рис. 1.3.

- Електрохімічне перетворення:
 - Генерація потенціалу дії (ПД).
 - Поширення ПД по Т-системі.

- Електрична стимуляція зони контакту Т-системи і саркоплазматичного ретикулума. Активація ферментів, підвищення внутрішньоклітинної концентрації іонів Ca^{2+} .
- Хемомеханічні перетворення:
 - Взаємодія іонів Ca^{2+} з топонімом, звільнення активних центрів на актинових філаментах.
 - Взаємодія міозинової головки з актином, обертання головки і розвиток еластичної тяги.
 - Ковзання ниток актину і міозину відносно один одного, зменшення розміру саркомеру, розвиток напруги або вкорочення м'язового волокна.
- Фаза розслаблення, коли зменшується концентрація іонів Ca^{2+} і від'єднуються головки міозину від актинових філаментів. При цьому, фаза розслаблення м'язу є тривалішою за активну фазу, а час одного скорочення значно перевищує час існування ПД.

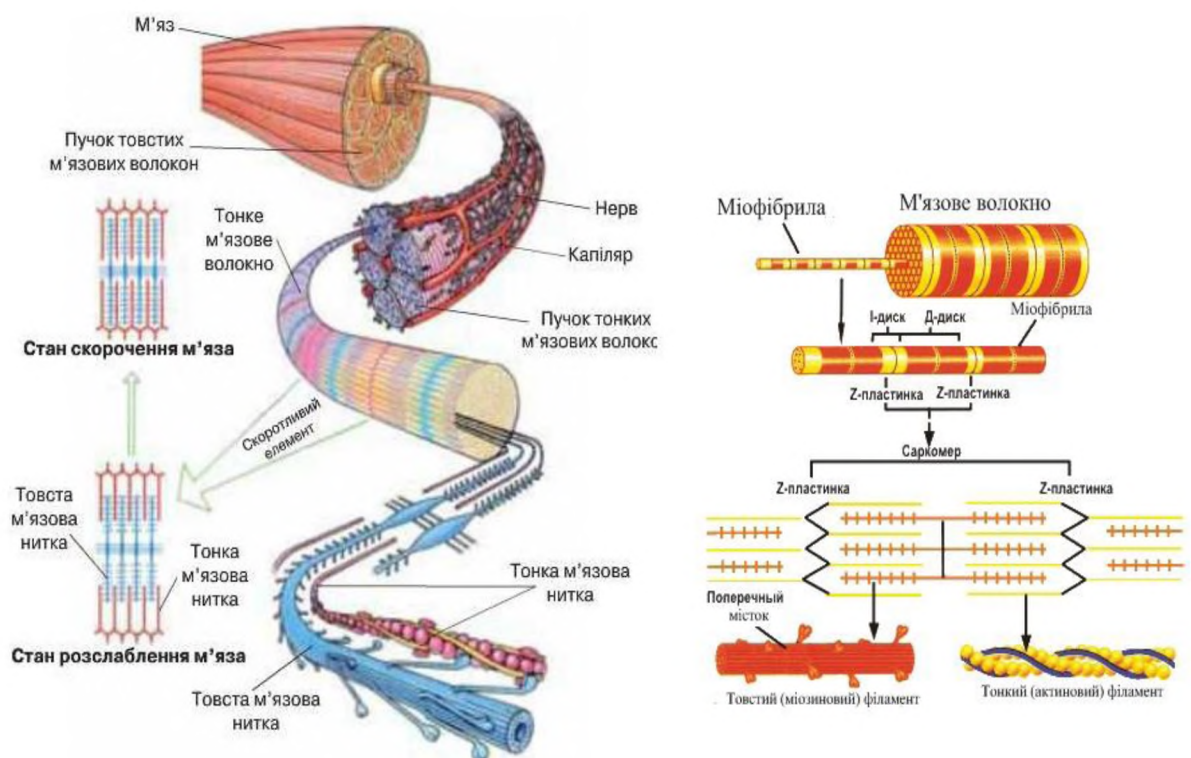


Рис. 1.3. Механізм м'язового скорочення [7]

Варто зазначити, що потенціал дії також складається з декількох етапів, що зображені на рис. 1.4: етапу деполяризації, реполяризації, слідової деполяризації (негативний слідовий потенціал) та слідової гіперполяризації (позитивний слідовий потенціал) [8].

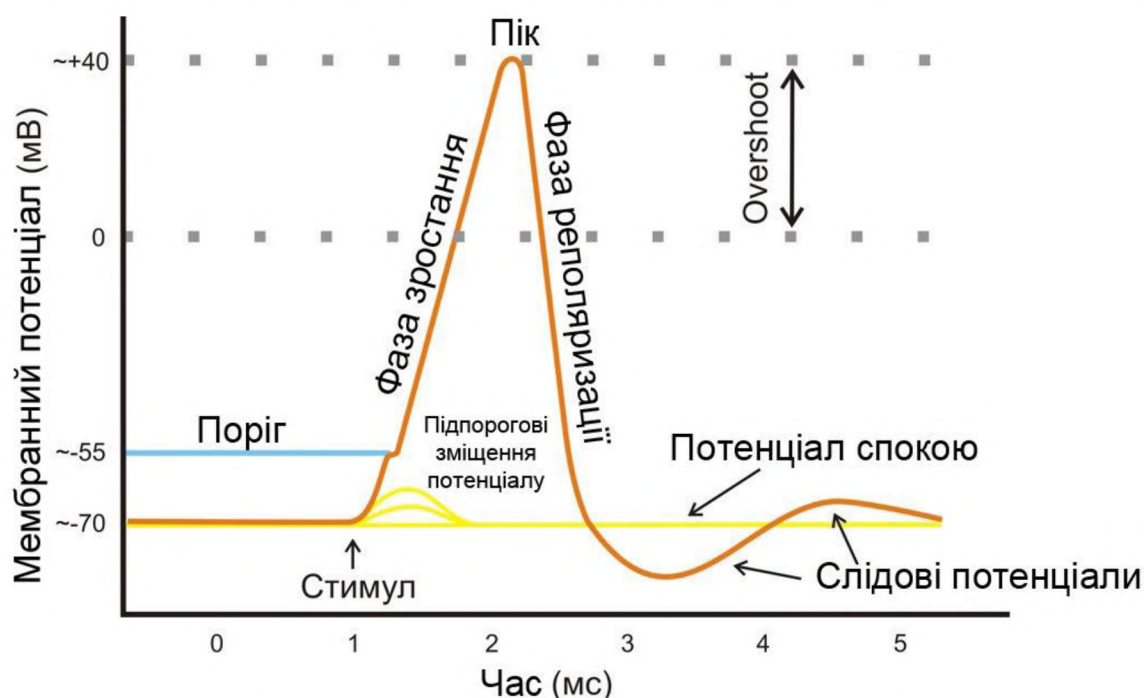


Рис. 1.4. Схематичне зображення етапів потенціалу дії [8]

Реалізація процесу м'язових скорочень можлива у декількох варіантах. Розрізняють такі варіанти як:

- *ізотонічне* (концентричне) скорочення м'язів (з вкороченням його при збереженні постійного навантаження);
- *ізометричне* – коли довжина м'яза не змінюється;
- *ексцентричне* – характерне для випадку, коли м'яз подовжується [6].

1.1.3. Патологічні зміни м'язової активності

Діагностика та лікування гострого компартмент-синдрому та його ускладнення як ішемічної контрактури Фолькмана — одна з найбільш складних проблем травматології та ортопедії [8]. Ішемічні ушкодження м'язів та нервів призводять до значного порушення функції кінцівки та інвалідизації хворих і потребують тривалого багатоетапного лікування [9, 10]. Особливо важливим є визначення характеру

патологічного процесу в м'язах у випадках полі структурної травми кінцівки, коли порушення функції м'яза може бути спричинене травматичним забоєм, денервацією, ішемією, тенотомією тощо. Саме від характеру патологічного процесу та ступеня тяжкості ураження м'язів залежить ефективність реконструктивно-відновних хірургічних втручань. Електроміографічне дослідження є провідною інструментальною методикою в діагностиці різної патології нервово-м'язової системи.

Функціональність кінцівки визначається ступенем реінервації та відновлення м'язів, тому саме цьому процесу присвячується більшість експериментальних досліджень [12]. Відновлення скелетних м'язів залежить від їх структурно-функціональних особливостей і визначається закономірностями тканинного обміну та характером енергозабезпечення [13, 14]. Чисельні публікації присвячено фізіологічним, морфологічним та гістохімічним особливостям функціональних і структурних змін у скелетних м'язах при їх денервації та репаративній регенерації в умовах пошкодження периферичного нерва [15, 16]. Проте в клінічній практиці є закономірності, які неможливо пояснити, виходячи із результатів цих досліджень. Вихідних літературних даних недостатньо для об'єктивного пояснення різного метаболізму атрофії та відновлення в скелетних м'язах верхніх і нижніх кінцівок. У літературі нема пояснення факту швидкої гіпотрофії м'язів верхньої кінцівки, які вже протягом 8–10 місяців втрачають здатність до реінервації, водночас м'язи нижньої кінцівки можуть відновити свою функціональність і через 2 роки. Як запобігти швидкій денерваційній атрофії м'язів, як визначити терапевтичні мішені впливу на тривало денервовані скелетні м'язи у пацієнтів із застарілими ушкодженнями периферичних нервів, які відмінності між м'язами верхньої і нижньої кінцівки, які механізми запобігають денерваційній атрофії у м'язах нижніх кінцівок – ось запитання, на які шукають відповіді вчені.

Атрофія м'язів руки, кисті, передпліччя розвивається в основному, як вторинне захворювання на тлі порушення іннервації (харчування, кровообігу) на певній ділянці м'язової тканини і рідше, як первинне (як правило, при міопатії), коли рухова функція не порушується [18]. Для розвитку м'язової атрофії сприятливими причинами є:

професійний фактор (постійне перенапруження при важкій фізичній праці), артроз променево-зап'ясткового суглоба, ендокринна патологія – ожиріння, цукровий діабет і захворювання щитовидної залози, акромегалія; рубцеві процеси після перенесених травм, метаболічні та системні захворювання (червоний вовчак), пухлини різного генезу, вроджені патології розвитку нижньої кінцівки. Атрофія м'язів – це серйозне захворювання, у результаті якого відбувається ураження переважно м'язових волокон. Основним типовим ознакою є симетричність ураження (крім міастенії) і повільний розвиток хвороби (за винятком міозиту), атрофія уражених м'язів і ослаблення сухожильних рефлексів при збереженій чутливості [19].

Більшість периферичних нервів мають змішану структуру, і при ураженні порушується робота чутливих, рухових і вегетативних волокон. Буває, що найбільше виявляється порушенням одне з волокон.

Якщо в процес залучені рухові волокна, то настає парез м'язів, які іннервуються цим нервом [19]. Хворий пред'являє скарги на м'язову слабкість, низький тонус м'язів. Атрофія розвивається не відразу, а через 2-3 місяці після ураження. При відсутності належного лікування через рік-півтора м'яз повністю атрофується. Атрофія м'язів руки починається, як правило, з найбільш віддалених або дистальних відділів верхніх кінцівок. Рука набуває вигляду «мавпячої кисті» за рахунок ураження міжкісткових м'язів і пальців. Спостерігається повна втрата сухожильних рефлексів, але зберігається чутливість в ураженій кінцівці. По мірі прогресування захворювання в процес включаються м'язи ший та тулуба. Постановка діагнозу не викликає в даний час особливих складнощів у зв'язку з введенням в клінічне обстеження методу електроміографії [19; 20] і біопсії уражених м'язів. Хворому призначається в обов'язковому порядку біохімічний та загальний аналіз крові, аналіз сечі; в сироватці крові визначають активність м'язових ферментів.

М'язова атрофія — синдром, при якому страждає м'язова система людини, що призводить до слабкості, стоншування і зменшення розмірів м'язових волокон [18] та обсягу м'язової тканини, в окремих випадках аж до повного її зникнення, що призводить до часткового або повного паралічу. Атрофія м'язів виникає в результаті захворювання на деякі тяжкі хвороби, включаючи рак, СНІД, застійну серцеву

недостатність, хронічне обструктивне захворювання легень, ниркову недостатність, тяжкі опіки тощо. Голодування з часом призводить до атрофії м'язів.

Причини

Зниження обміну речовин і старіння організму[18; 19];

Хронічні захворювання залоз внутрішньої секреції, кишок, шлунка, сполучної тканини;

Інфекційні і паразитарні захворювання;

Порушення нервової регуляції м'язового тону, пов'язаних з отруєннями, поліневритами та іншими факторами [18];

Вроджена або набута недостатність ферментів.

Розвивається також і після довгої нерухомості або при нерегулярних навантаженнях, наприклад після травм або нервово-м'язових захворювань[5], перебування в невагомості тощо.

Лікування

Медикаментозне [18]

Застосовують також переливання крові (150—200 мл), електролікування та масаж.

1.2. Класифікація методів визначення активності м'язів

Реєстрація активності скелетних м'язів і явищ, що виникають в процесі їх роботи може здійснюватися шляхом використання різноманітних методів діагностики. При цьому, залежно від першопричини дослідження, варіюється і вибір методу необхідного в кожному конкретному випадку. Серед методів, що можуть бути застосовані при діагностиці роботи м'язів, підчас аналізу окремих жестів чи рухів (наприклад у сфері спортивних досліджень, побудови систем екзоскелетів чи протезних пристроїв) використовують методики наведені в табл. 1.2.

Таблиця 1.2. Методи аналізу рухової активності м'язів

№	Назва методу	Призначення методу
1	Електронейроміографія	Одночасна реєстрація біоелектричних сигналів м'язів та нервів. Визначення потенціалів дії та нервової провідності. Провідна роль у діагностиці захворювань периферичної НС, невритів, нейропатій та мієлогій. ENMG дозволяє визначити ступінь, місце пошкодження та стан нервового стовбура [21].
2	Поверхнева електроміографія (sEMG)	Неінвазійний метод дослідження, для оцінки біологічних імпульсів активної групи м'язів у стані спокою чи при виконанні рухів. У якості датчиків використовуються поверхневі електроди, що розташовуються на поверхні шкіри пацієнта. Оцінка стану м'язів виконується із врахуванням двох етапів та переходів: перехідного стану (перехід м'язу зі стану спокою до виконання завдання) та стабільного стану (під час якого м'яз перебуває у постійному скороченні) [22].
3	Сономіографія (SMG)	Дослідження скорочення м'язів за допомогою ультразвуку. Визначення товщини м'язу в момент активності. Застосовується при оцінці стану опорно-рухового апарату. При проведенні досліджень використовуються лінійні ультразвукові датчики, що працюють на частоті 6-12 МГц [24].

5	Force – міографія (FMG)	Метод аналізу тиску м'язової структури (через шкіряний покрив) на датчики сили, для організації картографії розповсюдження м'язової активності при фіксації об'ємних змін у формі м'язів [23;24].
---	-------------------------	---

У сфері реабілітації пацієнтів найбільшої популярності здобув саме метод поверхневої електроміографії. Для проведення вимірювань sEMG використовуються спеціальні прилади – електроміографи, які працюють на принципі підсилення і реєстрації біопотенціалів м'язу. Електроміографи здатні вимірювати навіть мінімальні значення м'язових імпульсів, вираховуючи значення їх амплітуди і частоти [21].

1.3. Основи методу поверхневої електроміографії

Поверхнева EMG це не інвазійний метод дослідження, що дозволяє оцінити сумарну біоелектричну активність м'язів у спокої і при різних режимах навантаження. Поверхневі електроди в цій методиці розташовуються на поверхні шкіри над руховими точками м'язів, та забезпечують реєстрацію сумарної активності функціонуючих рухових одиниць (РО) і дозволяють оцінити взаємодію м'язів синергістів і антагоністів [50].

Реєстрація поверхневої електроміограми проводиться на швидкості розгортки екрану 50 мм в 1 секунду. Виміряні при цьому (патерни), в залежності від стану нейромоторного апарату і режиму реєстрації, мають декілька клінічно значущих різновидів:

- Біоелектричне мовчання – ізоелектрична лінія, яка свідчить про відсутність біоелектричної активності м'язів при дослідженні нейромоторного апарату в режимі спокою;

- Тонічна активність спокою - низько амплітудна (5 - 10 мкВ) нестійка активність, що реєструється як в нормі, так і при патології (окрім випадку повної денервації м'язів) на високій чутливості підсилювача (5 - 10 мкВ / справ.) І відображає активність кінцевих пластинок м'язів;
- Потенціали фасцикуляцій (ПФ) - спонтанні розряди рухових одиниць, що реєструються в умовах спокою із середньою частотою 2 - 6 коливань в 1 секунду, обумовлені мимовільної активацією одного або 2 - 3 мотонейронів. ПФ, як правило, високо амплітудні (більше 100 мкВ), ритмічні і постійні;
- Насичена електроміограма - вид інтерференційної EMG при довільній активності м'язів в нормі з високою частотою основних осциляцій (100 - 200 коливань в секунду) без вільних ділянок нульової лінії. Така міограма формується за рахунок асинхронної активації різних рухових одиниць;
- Гіперсинхронна електроміограма - вид інтерференційної sEMG при довільній і гіперкінетичній активації м'язів, з наявністю додаткових гіперсинхронних осциляцій. Зазвичай такі сигнали нашаровуються на насичену електроміограму і перевищують її за амплітудою;
- Частково пошкоджена електроміограма - вид інтерференційної EMG, в якій періоди насиченої електроміограми перериваються ділянками нульової лінії з поодинокими осциляціями;
- Частокільна електроміограма - вид інтерференційної EMG, в якій представлені тільки поодинокі осциляції з частотою менше 50 коливань в секунду, відокремлені один від одного ділянками нульової лінії. Рідкісні осциляції обумовлені загибеллю значної частини периферичних мотонейронів (до 70 - 90%);
- Треморівідна електроміограма - хвилеподібна форма інтерференційної поверхневої EMG при довільній активації м'язів. При цьому на спаді хвилі осциляції не перериваються ізолінією, а тільки зменшується їх амплітуда; обумовлена екстра пірамідними порушеннями [50].

Методика реєстрації поверхневої EMG включає установку на електроміографії параметрів реєстрації, вибір спеціальних електродів, м'язів і режиму реєстрації. Реєстрацію поверхневої електроміограми зазвичай проводять біполярними електродами з фіксованою між електродною відстанню 20 мм і постійною площею 10 x 5 мм. Біполярний електрод встановлюється в рухової точці таким чином, щоб поздовжня вісь розташовувалася уздовж м'язу [50]. Поверхнева EMG може проводитись в п'яти режимах:

- Спокою;
- Рефлекторної активації м'язів;
- Пасивного розтягування м'язів;
- Максимального навантаження;
- Дозованого навантаження або спеціальних дій чи рухів.

При цьому, в режимі спокою клінічно значущим патологічним проявом біоелектричної активності м'язів є потенціали фасцикуляцій з амплітудою понад 100мкВ і ритмічною частотою розрядів (в середньому 2 - 6 в 1 секунду). В режимі рефлекторної активації м'язів у нормі реєструється низько амплітудна (10 -20 мкВ) і високо амплітудна (понад 20 мкв) рефлекторна тонічна активність. В умовах патології – амплітудні значення як низько амплітудної, так і високо амплітудної тонічної рефлекторної активності підвищуються [50].

В режимі пасивного розтягування м'язів, у нормі реєструється мінімальна біоелектрична активність (30 - 80 мкв). При ураженні периферичного мотонейрону біоелектрична активність м'язів, як правило, не реєструється. В режимі максимального довільного навантаження амплітуда EMG визначається по модальним осциляціям, тобто таким, число яких максимальне. При стандартній швидкості реєстрації 50 мм / с модальні коливання потенціалів формують повністю заштриховану область електроміограми, над якою можна бачити тільки максимальні по амплітуді рідкісні розряди. У нормі реєструється насичена EMG з амплітудою вище 300 мкв. Активність менше 300 мкВ свідчить про патологію нейромоторного апарату [50].

В режимі дозованого навантаження амплітуда електроміограми менше, ніж при максимальному зусиллі, і визначається ступенем вираженості парезу. Абсолютне значення амплітуди EMG при дозованому навантаженні порівнюється з аналогічним показником симетричного неушкодженого м'язу або з відносним показником, який визначається відношенням модальної величини амплітуди EMG при дозованій навантаженні до середньої амплітуди EMG максимального довільного зусилля, і виражається у відсотках [50].

1.4. Огляд і аналіз засобів інтелектуальної власності

Розглянемо прилади та системи для проведення електроміографічних досліджень та їх окремі конструкційні схеми. На рис. 1.5. представлено схему електроміографу [29], що може застосовуватись для вимірювання поверхневої електроміограми як на верхній, так і на нижній кінцівках.

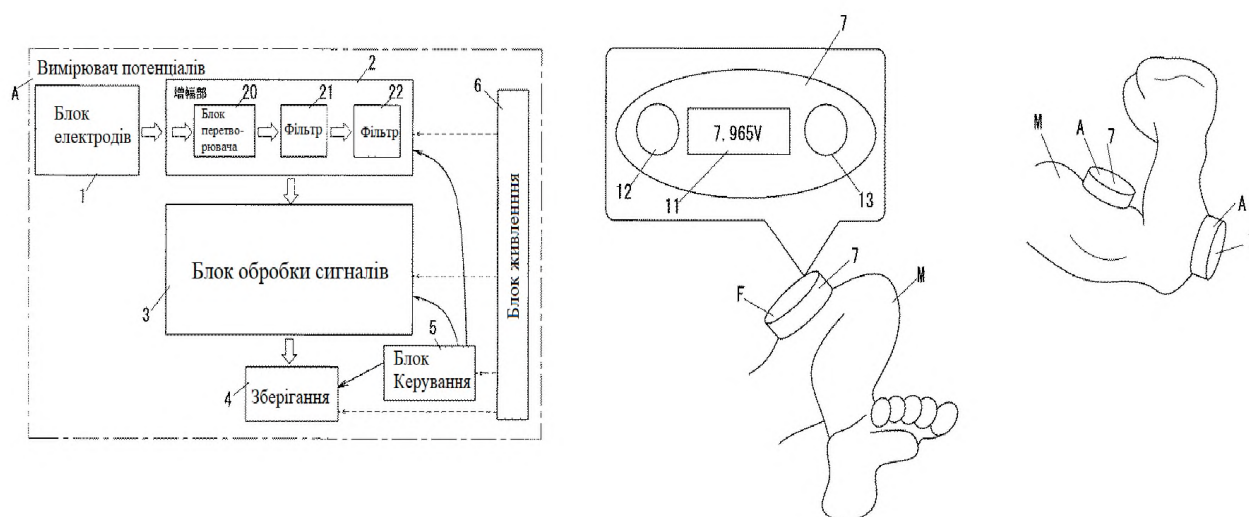


Рис. 1.5. Блок-схема роботи та загальний вигляд електроміографу [29]

Принцип роботи електроміографу [29] полягає у наступному: прилад здійснює обробку сигналу в режимі реального часу, що надходить від блоку підсилення сигналів (2), який містить у своєму складі блок перетворення (20) і фільтри (21) та (22). При цьому, здійснюється оцінка сигналу, що надійшов від

блоку електродів (1), які призначені для визначення різниці потенціалів між двома точками м'язів суб'єкту дослідження. Окрім того, блок вимірювача потенціалів (А) містить блок обробки сигналів (3) в якому здійснюється розрахунок окремих характеристик визначеного за допомогою вимірювальних електродів біопотенціалу. В цьому блоці здійснюється розрахунок абсолютного інтегрованого значення, середньоквадратичного значення, дисперсії та відхилень міоелектричного потенціалу.

Для зберігання даних, отриманих від блоку підсилення (2) та блоку обробки сигналів (3) у приладі передбачено блок зберігання даних (4). Визначення потужності приладу, та задання режимів його роботи здійснюється за допомогою блоку управління (5). Прилад може працювати у двох режимах роботи, що обираються за допомогою блоку керування: безперервному та серійному.

Блок живлення (6) приладу вбудовується в корпус приладу (7) та містить систему накопичення енергії, що застосовується для зберігання електроенергії, яка виробляється тимчасово в блоці енергогенерації, та передається до загальної системи живлення пристрою.

В корпусі (7) приладу додатково розміщується блок візуалізації (11) на якому показується набір розрахованих значень сигналу, після натиснення кнопки (12). Очищення блоку візуалізації, для можливості виведення набору нових значень здійснюється за допомогою кнопки (13).

Наступним розглянемо прилад на основі портативного електроміографу [30], що використовується для вимірювання електроміографічного сигналу керування в системах типу «людина-комп'ютер». Пристрій зображений на рис. 1.6. реалізовано у переносному корпусі, який прикріплений до тіла користувача. Електроміограф безпосередньо відчуває і декодує електричні сигнали, що виробляються за допомогою м'язової діяльності людини, використовуючи датчики для поверхневої електроміографії. Отримані електричні сигнали забезпечують реалізацію інтерфейсу м'яз-комп'ютер для

використання в системах керування або взаємодії із одним або більше обчислювальними пристроями.

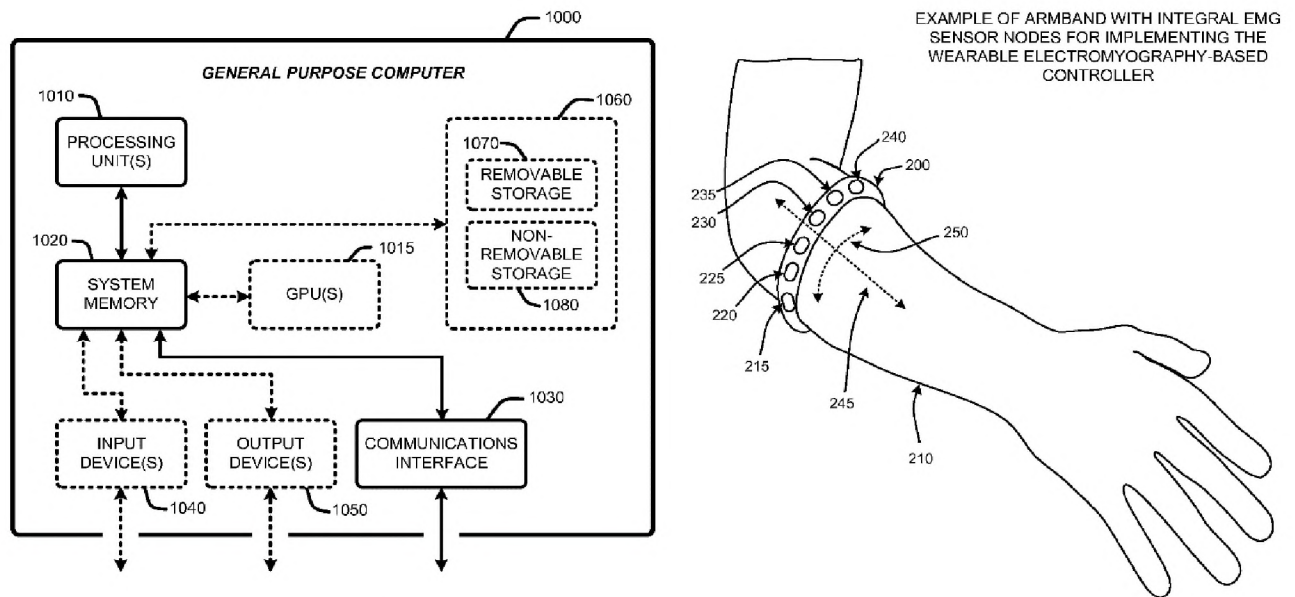


Рис. 1.6. Схема портативного електроміографу [30]

sEMG вимірювальний модуль реалізовано у вигляді пов'язки (200), що одягається на передпліччя користувача (210). Вимірювальні сенсори (215) – (240) розташовуються, при цьому, по колу пов'язки. Вимірювальний модуль (рис. 1.10) може мати як провідний так і бездротовий інтерфейс (не показаний на рис.1.10) та використовується для зв'язку з обчислювальним пристроєм, який обробляє сигнали, що генеруються вимірювальними сенсорами. З цією метою, в приладі можуть використовуватися будь-які звичайні засоби зв'язку, RF, IR, провідні з'єднання тощо.

Короткий принцип роботи приладу [30] полягає в наступному: після розміщення пов'язки на передпліччі користувача, активність працюючих в момент дослідження м'язів, реєструється вимірювальними sEMG датчиками (215) – (240), що виявлять відповідну електричну активність і здійснюють подальшу передачу сигналів. Пов'язка (200) може передавати як сигнали у початковій формі, так і мати процесор для виконання деякої початкової обробки сигналу (наприклад: ректифікації, зменшення шумів, фільтрації). У випадку, коли в системі пов'язки (200) присутня

обробка сигналів, вона розпізнає певні жести або рухи користувача і передає сигнали, які вказують на конкретні дії. що відповідають цим жестам.

Загальна система портативного електроміографу [30] має принаймні деяку мінімальну обчислювальну здатність, а також спосіб передачі та отримання даних. Зокрема, як проілюстровано на рис. 1.6, обчислювальна здатність приладу забезпечується, як правило, одним декількома *блоками обробки* (1010) і може також включати один або декілька *GPU* (1015). При цьому, *блок обробки* (1010) може бути як загальним обчислювальним пристроєм, так і спеціалізованим DSP або VLIW мікропроцесором. Окрім перерахованих вище компонентів, портативний електроміограф включає в себе *інтерфейс зв'язку* (1030), *голосовий пристрій введення даних* (1040), змінний (1070) або стаціонарний (1080) *запам'ятовуючий пристрій* (1060).

Далі розглянемо систему для проведення поверхневої електроміографії та визначення діапазону руху [31]. На рис. 1.7. показано загальний вигляд та принцип функціонування такої системи. Система діагностики пошкодження м'яких тканин у пацієнта включає в себе набір ручних інклінометрів для вимірювання кутів, утворених між першим інклінометром, розташованим в безпосередній близькості до пацієнта, і другим інклінометром, розташованим дистально досліджуваного м'язу чи суглоба. Масив вимірювальних електродів розміщується паралельно, в безпосередній близькості від хребта пацієнта вздовж досліджуваної частини тіла. Вимірювальні електроди конфігуруються по групах м'язів пацієнта і здійснюють процес вимірювання та передачі вимірянних потенціалів дії в модуль динамічного поверхневого електроміографа («sEMG»). Концентратор отримує та обробляє дані з інклінометрів і динамічного модуля sEMG, а візуальний дисплей виконує функцію відображення оброблених даних.

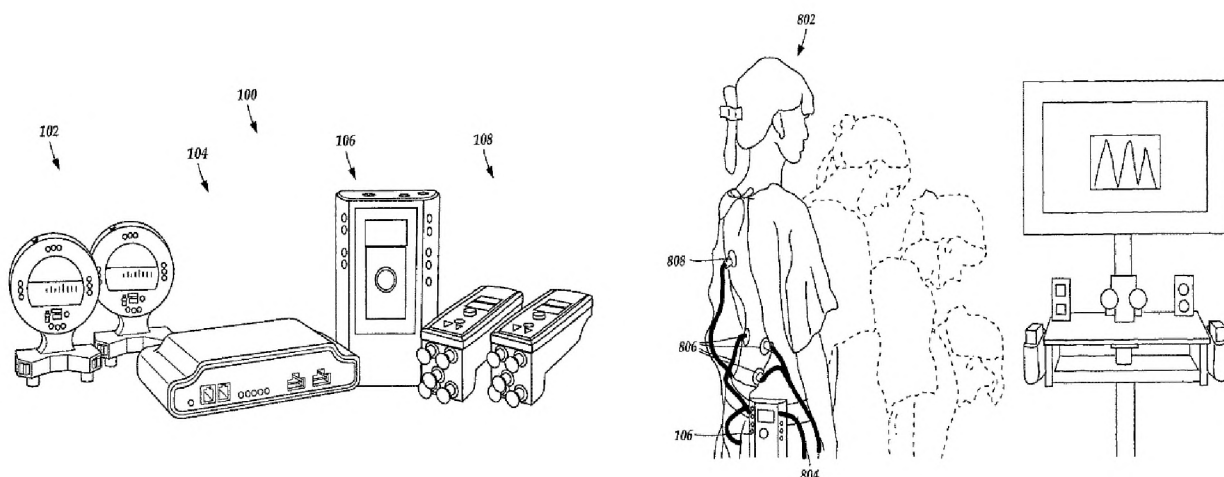


Рис. 1.7. Систему для проведення поверхневої електроміографії та визначення діапазону руху [31]

Система діагностики (100) включає в себе: інклінометри (102) для виконання тестів на можливість згинання суглобів пацієнта, концентратор (104), модуль керування динамічним sEMG (106), статичні сканери sEMG (108) для виконання статичного тесту sEMG пацієнта (вимірювання потенціалів дії по групах м'язів, коли пацієнт підтримує задану позицію). Інклінометри (102), модуль динамічного sEMG (106) і сканери (108) знаходяться в електричному зв'язку з концентратором (104). У окремих варіанта виконання електричне з'єднання з концентратором (104) здійснюється за допомогою бездротової мережі. Ремінець (804) надягається пацієнтом (802), а вимірювальні електроди (806) розташовані на різних рівнях хребта, що визначається групами м'язів, активність яких повинна вимірюватися під час руху пацієнта.

На рис. 1.8. показано вузол електроду для поверхневої електроміографії [32]. Створений датчик призначений для використання на поверхні біологічної тканини при вимірюванні біоелектричних сигналів, та включає електродний апарат адаптований для безпосереднього контакту з поверхнею біологічної тканини. Передача сигналу здійснюється шляхом використання другого провідника, електрично з'єднаного з підсилювальним пристроєм, і виконаного з можливістю захисту передачі даних від навколишніх електричних полів. У комплект датчику входить також підсилювач з високим рівнем імпедансу.

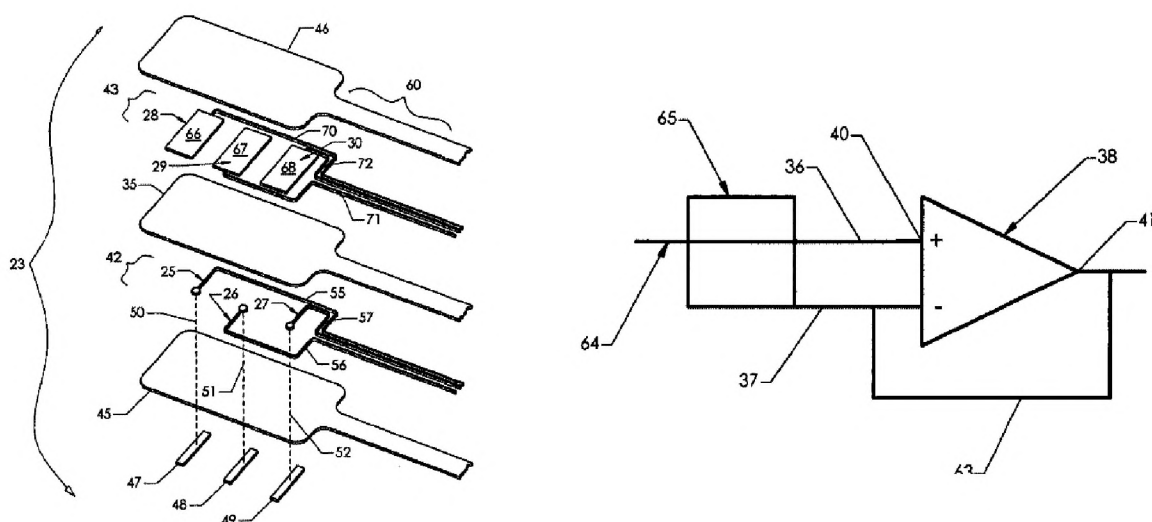


Рис. 1.8. Вузол електроду для поверхневої електроміографії [32]

Вхід сенсору електрично з'єднаний з іншою частиною провідника для прийому переданих біоелектричних сигналів. Вихідний сигнал електрично з'єднаний з екрануючим провідником в контурі зворотного зв'язку для прийому, щонайменше, частини переданих біоелектричних сигналів, таким чином, що напруга сигналів на сигнальному вході пристрою підсилювача високого імпедансу підтримується на рівні сумарної напруги сигналів, що виводяться з його вихідного сигналу.

Останнім розглянемо багатоканальний датчик електроміограми [33]. На рис. 1.9. представлено блок-схему роботи сенсору, що застосовується для діагностичних цілей, зокрема для вимірювань біологічних сигналів, і може бути використаний для обробки електроміограм при розпізнаванні жестів людини. Датчик містить електроди, з'єднані послідовно з мультиплексором, попереднім підсилювачем, другим мультиплексором, підсилювачем, аналого-цифровим перетворювачем, блоком керування (який з'єднаний із аналого-цифровим перетворювачем, мультиплексорами та електронними ключами, з'єднаними з електродами). При цьому, другий мультиплексор з'єднано із фільтром високої частоти.



Рис. 1.9. Блок-схема роботи багатоканального датчику електроміограми [33]

Створений датчик є універсальним багатоканальним вимірювачем електроміограми із високою чутливістю, здатним зменшити загальні габарити і собівартість виготовлення електроміографічних пристроїв та підвищити стабільність їхньої роботи.

1.5. Огляд і аналіз сучасних пристроїв для вимірювання електроміограми

В даному розділі розглянемо сучасні пристрої для вимірювання електроміографічного сигналу, які базуються на реєстрації біопонетціалів м'язів підчас виконання окремих рухів кінцівок. Першим розглянемо портативний прилад «Синапсис МІСТ» [34], загальний вигляд якого показаний на рис. 1.10, а технічні характеристики в табл. 1.3.

Це багатофункціональний електроміографічний пристрій, призначений для реєстрації біосигналів м'язів на шкірі і при введенні голкових електродів. Окрім того, «Синапсис МІСТ» може використовуватись для тренування паралізованих і ослаблених м'язів за допомогою методу біологічного зворотного зв'язку (БОС), а також для формування стимулюючих електричних імпульсів і проведення сеансів апаратної фізіотерапії (методом електротерапії).

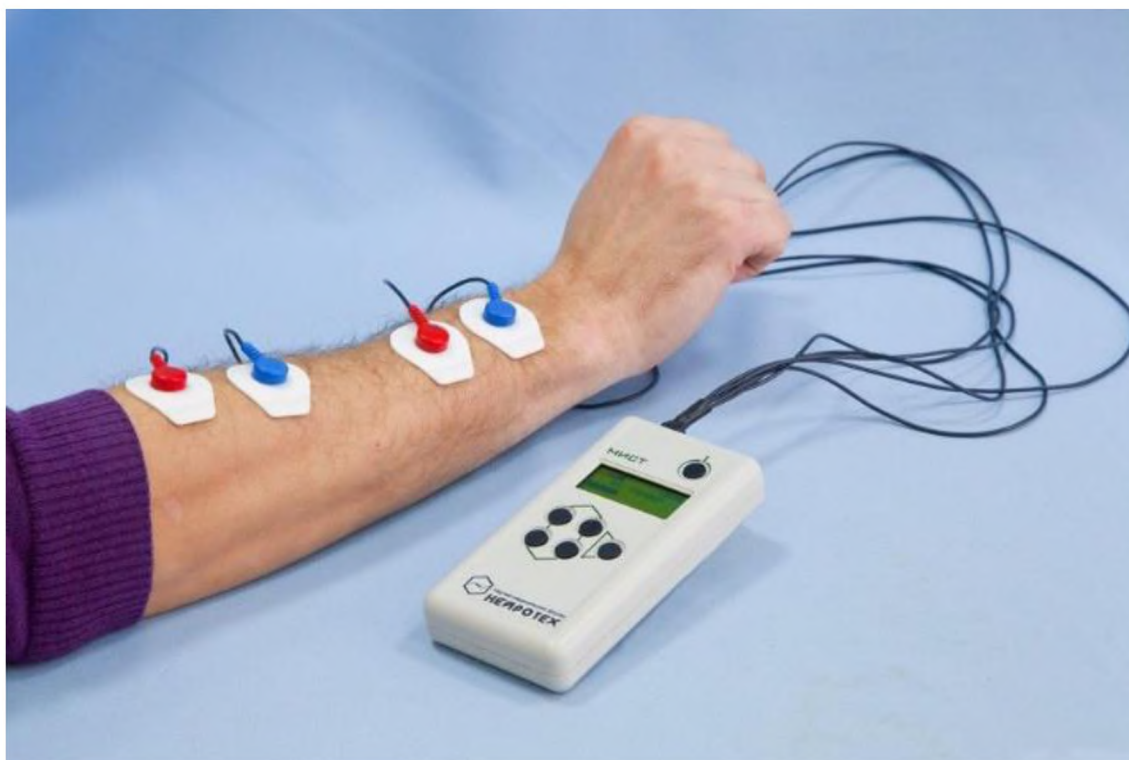


Рис. 1.10. Загальний вигляд електроміографу «Синапсис МІСТ» [34]

Таблиця 1.3. Технічні характеристики пристрою «Синапсис МІСТ»

Тип характеристики	Значення
Робоча смуга частот	135 – 2000 Гц
Розрядність АЦП	10 біт
Ціна поділки шкали	150 мкВ
Тип електродів	Провідні
Кількість каналів	2

Особливістю приладу є те, що він здатний працювати в чотирьох різних режимах:

- Режим «Підсилювач» – призначений для індикації м'язової активності пацієнта і вимірювання міограми;
- Режим «Тренажер» – пацієнт може проводити тренування м'язів за методом біологічного зворотного зв'язку (БОС-тренінг);
- Режим «Стимулятор» дозволяє виконувати стимуляцію м'язів одиночними або повторюваними імпульсами струму;

- Режим «Електротерапія» – за допомогою стимулюючих електричних імпульсів проводиться лікувальний фізіотерапевтичний сеанс за спеціальними програмами.

Всі функції приладу можуть бути доступними навіть при виконанні у невеликому кишеньковому корпусі, а система може працювати від двох батарей або акумуляторів [34].

Далі розглянемо прилад М-TEST [35], загальний вигляд якого показаний на рис.1.11, а технічні характеристики в табл. 1.4. Комп'ютерний електронейроміограф М-TEST дозволяє реєструвати електроміограму одразу з 2-х каналів, відповідно до обраної методики EMG-дослідження. При цьому порядок і набір використовуваних методик при обстеженні пацієнта визначається лікарем довільно, відповідно до патології пацієнта. Високі технічні характеристики приладу та спеціальні програмні засоби, реалізовані в системі, дозволяють отримати високоякісну електроміограму в будь-яких умовах.



Рис. 1.11. Двоканальний електроміограф «М-TEST» [35]

Таблиця 1.4. Технічні характеристики пристрою «М-TEST»

Тип характеристики	Значення
Робоча смуга частот	100 – 2500 Гц
Розрядність АЦП	10 біт
Ціна поділки шкали	100 мкВ
Тип електродів	Провідні
Кількість каналів	2

Під час реєстрації і перегляду електроміограми М-TEST дозволяє змінювати амплітудну і часову розгортку, а також виводити на друк записану електроміограму. Система спроектована таким чином, щоб дослідник мав можливість швидко отримати необхідну інформацію для перегляду та аналізу [35]. Результати аналізу можна представляти у вигляді таблиць, графіків і гістограм, що значно полегшує сприйняття інформації. Окрім того, в електроміографі передбачена можливість автоматичного опису виміряних сигналів, а також наявна база медичних норм. Сервісні функції системи М-TEST включають в себе: збереження картки пацієнта, зареєстрованої електроміограми, історії хвороби і укладення, архівування записів на змінний носій, сортування і пошук пацієнтів, можливість передачі даних дослідження по локальній мережі та мережі Internet [35].



Рис. 1.12. Одно каналний електроміограф U-CONTROL - T8825 [36]

Таблиця 1.5. Технічні характеристики пристрою «U-CONTROL - T8825» [36]

Тип характеристики	Значення
Робоча смуга частот	35 – 1125 Гц
Розрядність АЦП	8 біт
Ціна поділки шкали	1 мВ
Тип електродів	Провідні
Кількість каналів	1

Одно каналний електроміограф U-CONTROL - T8825 [36], загальний вигляд якого показаний на рис.1.12, а технічні характеристики представлені в табл. 1.5, це простий у використанні одно каналний тренажер sEMG для тренування м'язів тазового дна при нетримання сечі. Такий тип приладу дозволяє користувачам самостійно тренуватися з призначеними лікарем вправами, використовуючи вагінальні, ректальні або поверхневі датчики. Пацієнт може фіксувати свій прогрес за допомогою зростаючої або низхідної барографічної шкали з 15 світлодіодів. Регульоване порогове налаштування дозволяє користувачам поступово підвищувати рівень складності та звітувати про свої тренувальні програми у випадку прогресу [36].

Далі розглянемо прилад The MyoTrace 400 [37], загальний вигляд якого показаний на рис.1.13, а технічні характеристики в табл. 1.6. MyoTrace – це новітній портативний прилад, що працює з двома каналами в автономному режимі, а також з чотирма каналами в режимі РС. MyoTrace 400 може використовувати широкий набір датчиків Noraxon зі спеціальним плагіном та може бути додатково оснащений силовими датчиками, гоніометрами, інклінометрами, акселерометрами та ручними динамометрами, що можуть використовуватися для об'єктивної оцінки функціонального стану м'язово-скелетної системи [37].

Інтуїтивно зрозуміла, керована за допомогою меню система MyoTrace розроблена для лікарів, які зацікавлені в автономних, точних і швидких вимірюваннях. Система ідеально підходить для лікарів-ортопедів, неврологічних, клінічних і спортивних тренувань. MyoTrace 400 є повністю самодостатнім приладом

і може бути додатково підключений до ПК, для більш досконалого аналізу за допомогою програмного забезпечення MyoResearch XP.

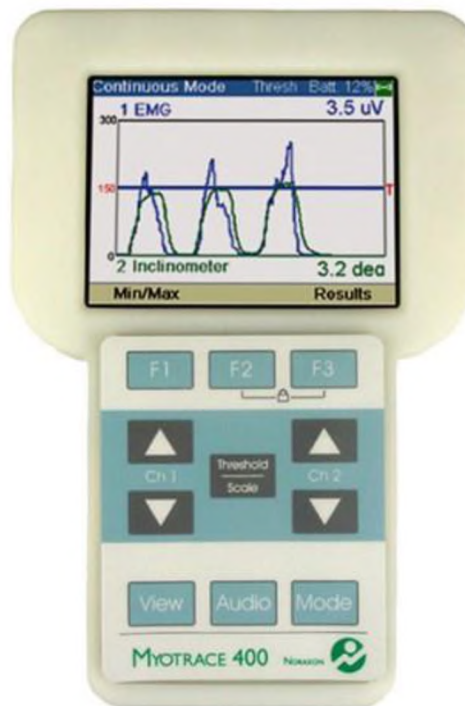


Рис. 1.13. Система електроміографу The MyoTrace 400 [37]

Таблиця 1.6. Технічні характеристики пристрою «The MyoTrace 400» [37]

Тип характеристики	Значення
Робоча смуга частот	20 – 500 Гц
Розрядність АЦП	16 біт
Ціна поділки шкали	100 мВ
Тип електродів	Провідні\Безпроводні
Кількість каналів	2

Передача даних Bluetooth на MyoTrace дозволяє вільний рух до 20 метрів і відображає дані в режимі реального часу на моніторі комп'ютера. Якість сигналу відповідає поточним рекомендаціям дослідницьких товариств і підходить для складних процесів обробки sEMG в таких ПЗ як: Onset, Averaged profiles і Frequency analysis.

Останнім розглянемо прилад Shimmer's wearable sensor platform [38], загальний вигляд якого показаний на рис. 1.14, а технічні характеристики в табл. 1.7. Розроблена платформа, може бути простим та ефективним рішенням для біофізичного та кінематичного збору даних у режимі реального часу для широкого спектру областей застосування. Shimmer's wearable розроблена як надійний, адаптивний і переносний прилад із бездротовими сенсорами Shimmer, які забезпечують високу якість науково-достовірних даних для підтримки дослідників і вчених при зборі даних.



Рис. 1.14. Система Shimmer's wearable sensor platform [38]

Таблиця 1.7. Технічні характеристики «Shimmer's wearable sensor platform»

Тип характеристики	Значення
Робоча смуга частот	20 – 500 Гц
Розрядність АЦП	8 біт
Ціна поділки шкали	100 мВ
Тип електродів	Провідні\Безпроводні
Кількість каналів	1-15

Програмне забезпечення системи ConsensusPRO, дозволяє користувачам швидко налаштовувати Shimmer для збору, зберігання та відображення даних з декількох сенсорів одночасно. Додаткові алгоритми обробки даних і маркери подій можуть бути застосовані до даних в режимі реального часу. Окрім того, система електроміографу Shimmer співрацює з програмним забезпеченням на C #, Java і Android, а також має драйвери розроблені в MATLAB і LabVIEW [38].

1.6. Розробка загального вигляду та функціональної схеми електроміографу

1.6.1. Загальний вигляд та принцип роботи портативного електроміографу

Для можливості розробки портативного електроміографу необхідно розуміти, з яких частин складається прилад. Розроблений пристрій наведено на рис. 1.15. та в Додатку А креслення ДППБ-з51.1702.002.

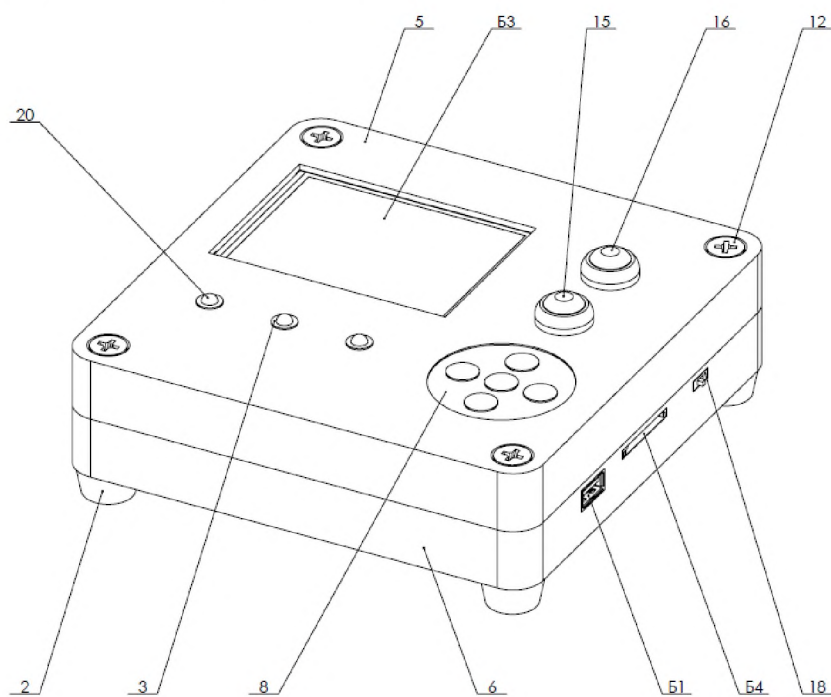


Рис. 1.15. Загальний вигляд портативного електроміографу

Б1 – USB модуль, Б3 – TFT дисплей, Б4 – модуль SD карти, 2 – гумова ніжка, 3 – оправка, 5 – плита верхня, 6 – плита нижня, 8 – блок клавіатури, 12 – гвинт, 15 – «Кнопка 1», 16 – «Кнопка 2», 18 – перемикач, 20 – світлодіод

Розроблений пристрій для вимірювання sEMG сигналу відноситься до неінвазивних систем дослідження біопотенціалів м'язів. Габаритні розміри портативного електроміографу складають 165x165x50 мм, а кількість вимірювальних каналів у системі може варіюватись від 1-го до 2-х, залежно від виду досліджень.

USB модуль (Б1) та модуль SD карти (Б4) використовуються в системі електроміографу для зберігання вимірюваних результатів та підключення пристрою до ПК. Перемикач (18) використовується для вибору режиму роботи пристрою, а саме для визначення типу електродів, що будуть застосовані при вимірюваннях – провідні чи безпровідні. «Кнопка 1» (15) використовується для увімкнення живлення електроміографу (номінальною напругою 5 В), а «кнопка 2» (16) – для запуску процесу вимірювання. При цьому, сигнальні світлодіоди (20), (21), та (22) що розташовані у спеціальній кріпильній оправці (3), використовуються для індикації запуску процесу вимірювань, передачі даних та активного режиму роботи приладу. Блок клавіатури (8) використовується для навігації по внутрішньому меню системи, що візуалізується за допомогою TFT-дисплею (Б3). Для додаткової надійності корпус приладу кріпиться на гумовій ніжці (2), гвинтами (12).

1.6.2. Розробка принципово-функціональної схеми

Принцип роботи портативного електроміографу спроектованого в цьому дипломному проекті показано за допомогою функціональної схеми. Зовнішній вигляд схеми представлено на рис.1.16. та показано на кресленні ДППБ-351.1702.003СХ.

Функціональна схема портативного електроміографу складається з таких основних блоків:

- Системи реєстрації сигналу;
- Системи зберігання інформації;
- Системи індикації та візуалізації;
- Системи керування;
- Двох джерел живлення.

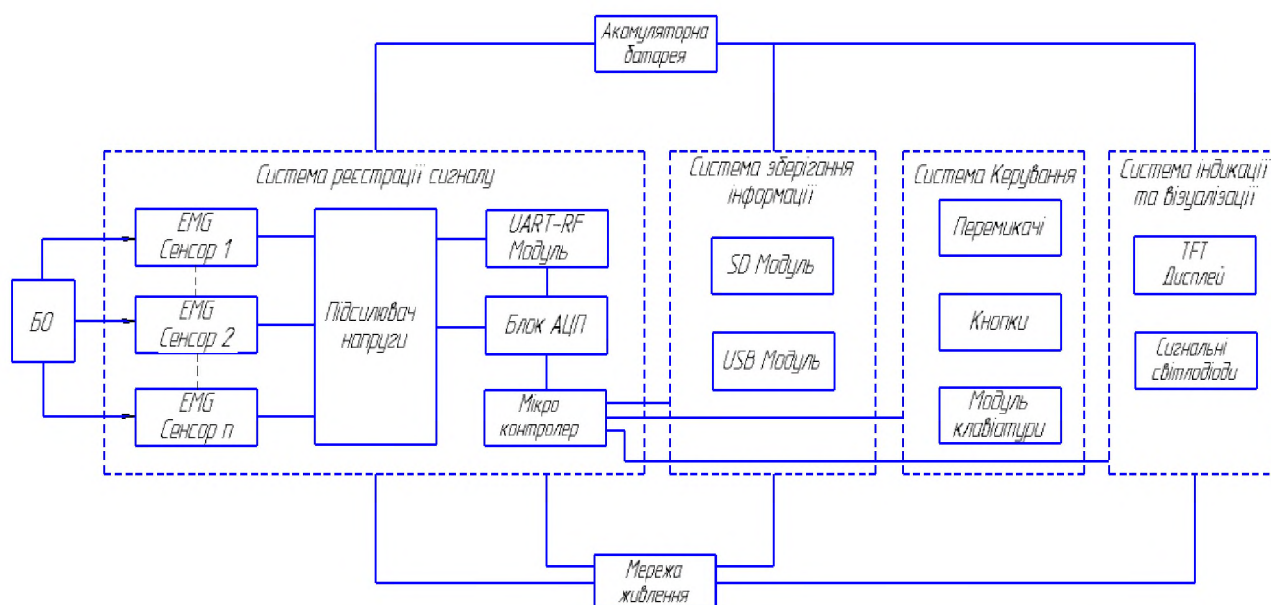


Рис. 1.16. Функціональна схема портативного електроміографу

Система реєстрації сигналу складається із масиву EMG сенсорів, підсилювача напруги, та мікроконтролеру ATmega16A-AU поз.17 (див. Додаток В, ДППБ-з51.1702.005СК) із вмонтованим аналого-цифровим перетворювачем (АЦП). Структура обраного мікроконтролеру дозволяє здійснювати обробку аналогових сигналів, що надходять від операційного підсилювача з подальшою його трансляцією до системи зберігання інформації.

Система зберігання інформації - складається із двох модулів: модулю SD карти поз.Б4 та USB модулю поз. Б1 (див. Додаток В, ДППБ-з51.1702.005СК). Модуль SD карти, використовується для можливості перенесення вимірних результатів на ПК чи інші портативні пристрої, а також додаткового архівування попередньо створеної бази даних. USB модуль може використовуватись для перенесення отриманих результатів на USB носій, або дротового підключення портативного електроміографу до ПК у разі необхідності.

Система керування електроміографу складається з двох перемикачів, двох кнопок та модулю клавіатури. За допомогою перемикача поз.18 (див. Додаток В, ДППБ-з51.1702.005СК) здійснюється вибір режиму роботи приладу (з провідними чи безпровідними електродами), а перемикач поз.19 відповідає за вибір одного із джерел живлення приладу (від електромережі, чи вмонтованої Li-Ion батареї поз. 7).

Увімкнення живлення приладу здійснюється за допомогою кнопки поз. 15, а кнопка поз.16 відповідає за початок процесу вимірювань. Блок клавіатури поз. 8, призначений для навігації по меню системи портативного електроміографу.

Система індикації та візуалізації складається із світлодіодів поз. 20 - 22 та TFT дисплею поз.Б3 (див. Додаток В, ДППБ-351.1702.005СК). При цьому, світлодіоди призначені для індикації увімкнення живлення приладу, початку процесу вимірювання та запису даних, а також індикації вибраного режиму роботи пристрою (провідний / безпровідний). За допомогою TFT дисплею здійснюється візуалізація виміряного біопотенціалу і наглядне представлення результатів вимірювання.

Портативний електроміограф має два джерела живлення, одне з яких забезпечує систему номінальною напругою 5V та струмом 1 A від електромережі, а друге – тим же рівнем номінальної напруги, але від Li-Ion батареї.

Принцип роботи схеми заключається в наступному: після увімкнення живлення приладу (про що сигналізує відповідний світлодіод) та запуску вимірювань за допомогою відповідної кнопки, сигнал від біологічного об'єкту потрапляє на вхід системи реєстрації сигналу. Сигнал від сенсорів надходить до блоку операційного підсилювача звідки надсилається або безпосередньо до АЦП мікроконтролеру, або до UART-RF передавача (залежно від обраного режиму роботи приладу – з дротовими чи бездротовими електродами). Після етапу обробки сигнал від мікроконтролеру надсилається до системи зберігання інформації та системи візуалізації де відображається на TFT дисплеї у вигляді графіків. Процес запису інформації на зовнішній носій, а також вибір режиму роботи візуалізується за допомогою відповідних світлодіодів системи індикації.

1.6.3. Обґрунтування схемо-технічних елементів портативного електроміографу

При проектуванні портативного електроміографу з мікроконтролерним керуванням було використано наступні схемо-технічні компоненти: мікроконтролер ATMega16A-AU, TFT Дисплей S6D1121, UART-RF модуль HC-12, USB модуль

CH340G, Модуль SD карти AOC233, а також різноманітні допоміжні компоненти електричної схеми (резистори, конденсатори, кнопки, світлодіоди ітд).

З метою керування всією роботою системи було обрано мікроконтролер (МК) ATmega16A-AU [39]. Зовнішній вигляд обраного МК та габаритні розміри наведено на рис. 1.17 а) та б).

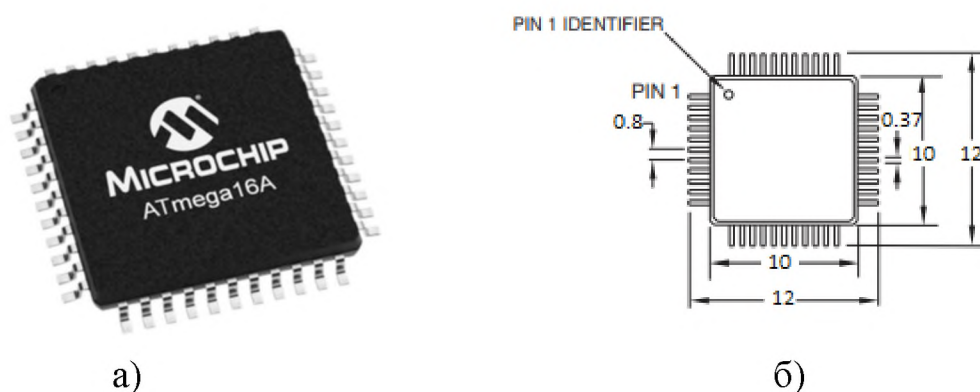


Рис. 1.17. Зовнішній вигляд та габаритні розміри МК ATmega16A-AU [39]

Обраний мікроконтролер є поширеним рішенням на ринку електронних компонентів і має такі переваги: наявність штатного 8-канального 10-бітного АЦП, 32 x 8 робочих регістрів загального призначення, 8-ми кБ програмована флеш-пам'ять, апаратні інтерфейси передачі даних I2C, SPI, UART, життєвий цикл до 100 000 циклів запису/стирання, апаратний аналоговий компаратор, зовнішні і внутрішні джерела переривань. Основні характеристики мікроконтролеру наведено у табл. 1.8.

Таблиця 1.8. Основні енергетичні характеристики МК ATmega16A-AU [39]

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Напруга живлення	2,7 ... 5,5	В
Робочий діапазон частот	16	МГц
Робоча температура	-40...+85	°C
Об'єм Flash-пам'яті	16	кБ

Виготовлення мікроконтролеру ATmega16A-AU може здійснюватись у різних варіантах корпусу: DIP, TQFP, PLCC та SOIC. Для реалізації у цьому дипломному проекті було обрано TQFP варіант корпусу, що є зручним для поверхневого монтажу на друкованій платі пристрою і має досить компактні габаритні розміри. Для візуалізації виміряних системою результатів було обрано рідко-кристалічний дисплей S6D1121 (рис. 1.18) [39].

Обраний TFT дисплей S6D1121 має діагональ 2,4 дюймів, та підтримує 65 тисяч кольорів і розширення 320 x 240 (рис. 1.22). Робота з інтерфейсом дисплею здійснюється за допомогою 4-х сигнальних ліній (CS, SCL, SDA, RST), а на друкованій платі дисплею розміщено додатковий роз'єм для карти пам'яті, що дозволяє записувати в операційну пам'ять дисплею окремі зображення чи шаблони меню.



Рис. 1.18. Зовнішній вигляд TFT Дисплею S6D1121 [40]

Основні характеристики TFT дисплею S6D1121 наведено у табл. 1.9.

Таблиця 1.9 Технічні характеристики TFT Дисплею S6D1121 [40]

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Розмір плати	66 x 51	мм

Вага	35	г
Контролер дисплею	S6D1121	-
Розширення	320x240	точок
Кількість кольорів	65	тисяч

Для бездротової передачі даних від вимірювальних sEMG електродів до мікроконтролерної системи керування електроміографу, в дипломному проекті було обрано UART-RF передавач HC-12 [41]. Модуль передавача HC-12 має багатоканальний режим передачі даних (100 каналів) в діапазоні 433,4-473,0 МГц. Потужність передавача становить 100 мВт, а чутливість становить від -124 до -100 дБм (залежно від швидкості передачі даних).

Зовнішній вигляд UART-RF передавача HC-12 показано на рис. 1.19.



Рис. 1.19. Зовнішній вигляд UART-RF Передавача HC-12 [41]

Основні характеристики UART-RF передавача HC-12 представлено в табл. 1.10.

Таблиця 1.10. Технічні характеристики UART-RF Передавача HC-12 [41]

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
----------	----------	---------------------

Частота	433,4-473,0	МГц
Інтерфейс	UART	-
Підтримка рівнів сигналу	3,2...5,5	В
Потужність	100	мВт
Кількість каналів передачі	100	-
Чутливість	-124...-100	дБм

Підключення портативного електроміографу до ПК, а також можливість роботи із USB накопичувачами було реалізовано в цій роботі шляхом використання USB-UART (TTL) модулю CH340G [42]. Обраний модуль ініціалізує зв'язок мікроконтролеру із TTL рівнем сигналів з USB-інтерфейсом ПК, та здійснює емуляцію стандартного послідовного порту на швидкості від 75bps до 2Mbps. Зовнішній вигляд модулю CH340G приведено на рис. 1.20, а його технічні характеристики показані в табл. 1.11.

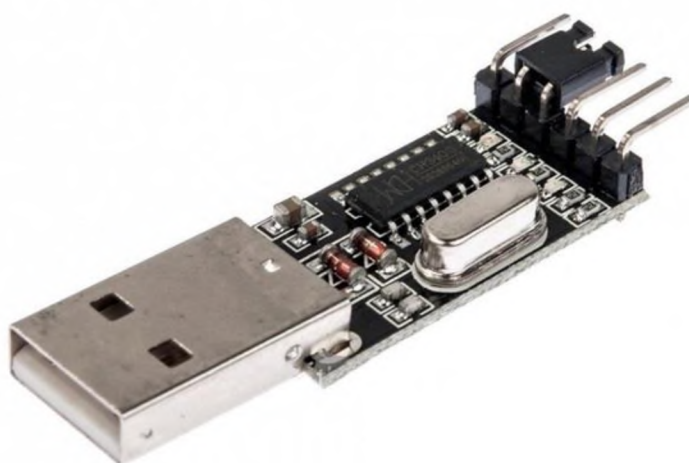


Рис. 1.20. Зовнішній вигляд UART-TTL конвертору [42]

Таблиця 1.11. Технічні характеристики UART-TTL CH340G [42]

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Робоча температура	-40...+85	°C
Напруга живлення	5	В
Габаритні розміри	51 x 16 x 7	мм

Вага	5,5	г
------	-----	---

Функція збереження вимірних результатів та окремих елементів бази даних пацієнтів була реалізовано в портативному електроміографі шляхом підключення модулю SD карти AOC233 [43]. Обраний модуль використовується для запису і зчитування SD карт, має вмонтований стабілізатор напруги рівнем 3.3В, та керується по стандартному протоколу SPI. Зовнішній вигляд модулю SD карти показаний на рис. 1.21.



Рис. 1.21. Зовнішній вигляд модулю SD карти AOC233 [43]

Технічні характеристики модулю SD карти AOC233 показано в табл. 1.12 [43].

Таблиця 1.12. Технічні характеристики модулю SD карти AOC233 [43]

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Робоча температура	-40...+80	°C
Напруга живлення	3.3	В
Габаритні розміри	50 x 33	мм
Вага	6	г

Окрім перерахованих модулів для коректної роботи приладу в роботі було обрано набір ємнісних та резистивних компонентів, які не показані на кресленнях та специфікації. З метою дотримання компактних розмірів портативного електроміографу, обрані елементи було реалізовано у варіанті для поверхневого монтажу (в SMD – корпусах), а саме у корпусі SMD 1206. Габаритні розміри корпусу складають 3,2x1,6x0,5 (мм), а номінальна потужність – 0,250 (Вт).

Для додаткової індикації окремих процесів в портативному електроміографі (описані в розділах 1.6.1 та 1.6.2) використано зелений, синій та червоний вивідні світлодіоди із номінальною напругою 3В.

1.7. Розробка електричної схеми приладу

1.7.1. Принцип роботи електричної схеми приладу

На електричній схемі портативного електроміографу (див. Додаток Г, ДППБ-351.1702.004CX) присутні такі позначення: TR – трансформатор; Qz – кварцовий резонатор; FUSE – запобіжник; D – діод; R – резистор; C – конденсатор; L – індуктивність; U – стабілізатор; OU – операційний підсилювач; IC – мікросхема; МК – мікроконтролер; BAT – акумуляторна батарея; LED – світлодіод; TFT – TFT дисплей; J – конектор; S – перемикача; BUT – кнопки.

Процес роботи приладу починається із вибору джерела живлення системи (від електромережі чи від LI-Ion батареї BAT1) за допомогою перемикача S1. Після увімкнення живлення системи за допомогою кнопки BUT1 відбувається індикація зеленого світлодіоду LED1, який сигналізує про наявність живлення в системі. При цьому, у випадку коли обрано варіант живлення від батареї світлодіод здійснює процес мигання. Вибір режиму роботи електроміографу (провідний чи безпровідний тип датчиків) здійснюється за допомогою перемикача S2, який визначає тип каналів передачі даних, по яким буде здійснюватися надходження інформації до МК1. При цьому, візуалізація вибору здійснюється за допомогою синього світлодіод LED2, на який буде подано живлення у випадку роботи з безпровідними датчиками.

Після натиснення кнопки BUT2 починається запуск процесу вимірювань, сигнал з датчиків потрапляє на вхід чотирьох-канального операційного підсилювача ОУ1-4. З виходу операційного підсилювача сигнал транслюється на входи мікроконтролеру МК1, із вмонтованим АЦП.

Візуалізація виміряних результатів відбувається шляхом виведення інформації з мікроконтролеру МК1 на TFT дисплей, при цьому паралельно записуючись до модулю SD карти. У випадку підключення USB накопичувача або під'єднання приладу до ПК через СН340G конвертор, мікроконтролер МК1 автоматично здійснює контроль передачі даних, та подає живлення на червоний світлодіод LED3, що сигналізує про процес передачі даних на сторонній носій.

1.7.2. Розрахунок електричних параметрів операційного підсилювача

Як було показано на функціональній схемі портативного електроміографу (ДППБ-351XX.1702.003CX) сигнал від sEMG сенсорів надходить до блоку підсилювача сигналів. Операційний підсилювач (ОП) є підсилювачем постійного струму з дуже великим вхідним опором та коефіцієнтом підсилення [44]. Для коректного налаштування роботи електроміографу в цілому та ОП зокрема, необхідно враховувати його основні параметри. А саме: коефіцієнт посилення напруги (K_U), швидкість наростання (V_U), вхідний опір ($R_{вх}$), вихідний опір ($R_{вих}$) та коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу ($K_{оосф}$).

K_U – це відношення амплітуди виміряного сигналу на виході до різниці сигналів на обох входах ОП; V_U - показує час встановлення амплітуди вихідного сигналу; $R_{вх}$ – відношення напруги на вході ОП до вхідного струму; $R_{вих}$ – відношення напруги на виході ОП до вихідного струму; $K_{оосф}$ – відношення вихідного сигналу ОП до сигналу, поданого одночасно на обидва входи [44].

У дипломному проекті було використано схему неінвертуючого підсилювача на операційному підсилювачі LM124D, показану на рис. 1.22. Особливістю схеми є

те, що сигнал подається на прямий вхід операційного підсилювача через резистивний дільник напруги, що створюється компонентами R_M та R_{sEMG} , а зворотній зв'язок створюється шляхом прямого підключення до інверсного входу [45]. Розрахуємо коефіцієнт посилення напруги K_U . Дані для розрахунку наведено у табл. 1.13.

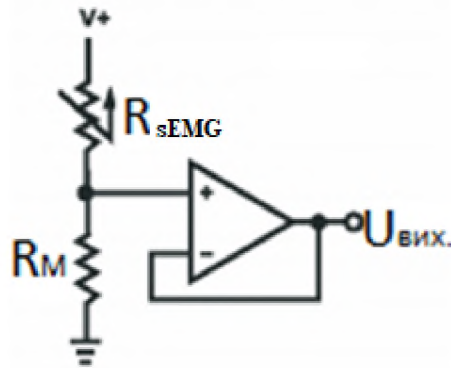


Рис. 1.22. Схема включення операційного підсилювача LM124D [45]

Напруга на вході U_A розраховується за формулою (1.1):

$$U_A = U_{вих} \cdot \frac{R_M}{R_M + R_{sEMG}} \quad (1.1)$$

Оскільки, в потенціали на входах ОП будуть рівними то потенціали неінвертуючого та інвертуючого входів також однакові [46].

Таблиця 1.13. Вхідні параметри схеми неінвертуючого підсилювача

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Вхідна напруга ($U_{вих}$)	5	мВ
Опір резистора R_M	20	кОм
Опір резистора R_{sEMG}	850	кОм
Вихідний опір $R_{вих}$	5	кОм
Споживаний струм ОП	500	мкА

Отже:

$$U_A = U_{ex}; \quad (1.2)$$

Як наслідок, вихідна напруга буде розраховуватись по формулі (1.3):

$$U_{вих} = U_{ex} \cdot \frac{R_M}{R_M + R_{sEMG}}; \quad (1.3)$$

Коефіцієнт посилення напруги ОП розраховується як (1.4):

$$K_U = \frac{U_{вих}}{U_{ex}}; \quad (1.4)$$

Згідно формул (1.3) та (1.4), K_U розраховується за формулою (1.5):

$$K_U = \frac{U_{ex} \cdot \frac{R_{sEMG}}{R_M} + U_{ex}}{U_{ex}} = \frac{R_{sEMG}}{R_M} + 1; \quad (1.5)$$

$$K_U = \frac{R_{sEMG}}{R_M} + 1 = \frac{850 \cdot 10^3}{20 \cdot 10^3} + 1 = 43,5 \approx 44;$$

Оскільки у обраній схемі присутній зворотній зв'язок, потрібно врахувати появу додаткового вихідного опору. Вихідний опір для зворотного зв'язку розраховується по формулі (1.6):

$$R_{вих.зз} = \frac{R_{вих}}{1 + R_M \cdot R_{sEMG}}; \quad (1.6)$$

$$R_{вих.зз} = \frac{5 \cdot 10^3}{1 + 20 \cdot 10^3 \cdot 850 \cdot 10^3} \approx 0,006 \text{ (МОм)};$$

Окрім того, варто врахувати значення електричного шуму (ЕШ) операційного підсилювача. ЕШ – це сигнал змінного струму, що генерується випадковим рухом електричних зарядів [44]. В підсилюючих приладах може виникати три види шумів: флікер – шум, тепловий шум та шум Шоттки [44].

Флікер – шум, або $1/f$ – шум це явище що виникає в напів-провідниках внаслідок зміни швидкостей електронів (чи дірок), яка обумовлена дефектами матеріалу. Характерною особливістю флікер-шуму є те що, зі збільшенням частоти його значення зменшується. Флікер-шум може розраховуватись за формулою (1.7) [44].

$$\Phi_{Ш} = \frac{1}{f}; \quad (1.7)$$

$$\Phi_{III} = \frac{1}{f} = \frac{1}{1 \cdot 10^6} = 1 \cdot 10^{-6};$$

Тепловий шум виникає через випадковий рух зарядів під дією теплової енергії, яка потрапляє із зовнішнього середовища. Частота такого шуму може змінюватись хаотично, а його амплітуда – пропорційна до квадратного кореню із температури. Варто зазначити, що чим вищою буде температура – тим більше змінюватиметься амплітуда випадкових рухів зарядів [47]. Значення напруги такого шуму залежить від полоси пропускання підсилювача і пропорційна величині його опору. Значення напруги теплового шуму визначається за формулою (1.8):

$$E_{ш.эф} = \sqrt{4 \cdot k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f}; \quad (1.8)$$

де $E_{ш.эф}$ – значення напруги шуму, k - стала Больцмана, T - температура (у Кельвінах), Δf - полоса пропускання ОП [47].

$$E_{ш.эф} = \sqrt{4 \cdot 1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 298 \cdot 20 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^6} \approx 17,2 \text{ (мкВ)};$$

Шум Шоттки також є характерним для напів-провідникових матеріалів і вакуумних ламп. Він виникає в результаті випадкової зміни числа електронів, що проходять через окрему точку за одиницю часу [47]. Струм шуму Шоттки знаходиться за формулою (1.9):

$$I_{ош} = \sqrt{2 \cdot q \cdot I_{п.с.} \cdot \Delta f}; \quad (1.9)$$

$$I_{ош} = \sqrt{2 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 600 \cdot 10^{-6} \cdot 1 \cdot 10^6} \approx 15,7 \text{ (нА)};$$

де $I_{ош}$ - струм дробового шуму, q – заряд електрона, Δf - полоса пропускання ОП, $I_{п.с.}$ – середнє значення постійного струму ОП.

1.8. Методика перевірки портативного електроміографу

При виготовленні портативного електроміографу з мікроконтролерним керуванням повинні виконуватись визначені умови до складання та подальшої експлуатації приладу. Перевірка та налаштування електроміографу здійснюється на різних етапах, одним з яких є контроль під час позиціонування та пайки електронних компонентів. Окрім того, під час виготовлення приладу повинен здійснюватися контроль електричних параметрів завершеної електричної схеми, зібраної на друкованій платі електроміографу.

В цій роботі у якості приладу для перевірки електричних параметрів електроміографу обрано мультиметр DT-9205A (рис. 1.23) [48]. Мультиметр здатний проводити вимірювання напруги живлення приладів, здійснювати перевірку діодних та транзисторних компонентів, опору резистивних елементів, а також має функцію звукового сповіщення та контролю температури.



Рис. 1.23. Мультиметр DT-9208A [48]

За допомогою вмонтованого функціоналу мультиметру реалізовано функції сигналізації про наявність короткого замикання в електричній схемі, а кратність вимірювань, що буде зручною для дослідника, легко змінюється за допомогою відповідної шкали пристрою.

1.9. Основні несправності електроміографу

Основні можливі несправності електроміографу та порядок їх виправлення наведено в табл. 1.14. У випадку необхідності ремонту окремих складових частин електроміографу повинна здійснюватися модульна заміна його складових компонентів.

Таблиця 1.14. Можливі неполадки приладу та методи їх усунення

Неполадки	Методи виправлення неполадок
Не працює бездротовий зв'язок з електродами	Перевірити роботу UART-RF передавача а також, ланцюг живлення всієї системи. У випадку коректної роботи ланцюга живлення— замінити передавач.
Не працює живлення від батареї	Перевірити заряд Li-Ion батареї та якість пайки контактів. У випадку надійного з'єднання контактів і постійного розрядження батареї – провести її заміну.
Не працюють сигнальні світлодіоди	Перевірити живлення електроміографу. У випадку справного ланцюга живлення – замінити світлодіоди.
Інформація не візуалізується на TFT дисплей	Перевірити живлення дисплею. Перевірити ланцюг передачі даних від МК до дисплею. У разі справності ланцюгів, замінити дисплей, або оновити робочу програму МК.

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1. Аналіз технологічності конструкції портативного електроміографу

Технологічність приладу це можливість його виготовлення найбільш простим та дешевим шляхом. При цьому, технологічність є основною складовою рентабельності приладу при його високій якості.

Для покращення технологічності здійснюють зниження трудомісткості виготовлення приладу, збільшують використання стандартних і уніфікованих складових частин, використовують уніфіковані елементи конструкцій та по можливості використовують типові технологічні процеси [49]. Вибір складу показників технологічності здійснюється відносно конкретного виробу згідно ГОСТ 14.202-73.

В цьому дипломному проекті було розроблено складальне креслення портативного електроміографу, що представлено на рис.2.1. та приведено в додатку А (ДППБ-351.1702.005 СК).

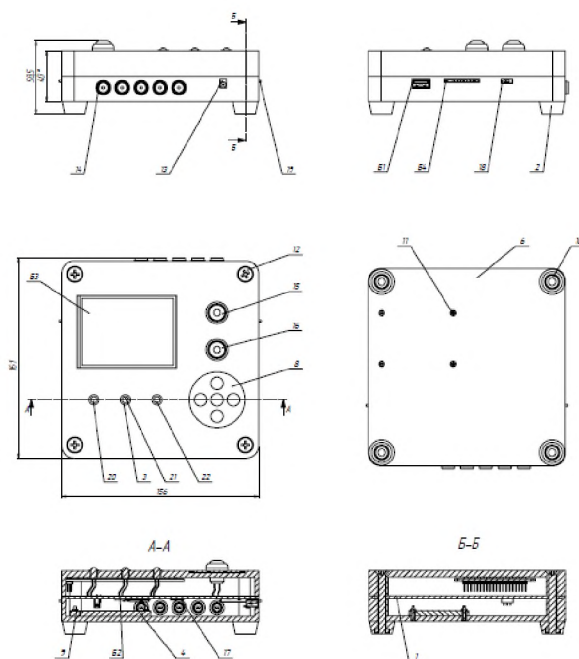


Рис. 2.1. Складальне креслення портативного електроміографу

Розрахуємо основні показники технологічності спроектованого електроміографу. Відносні показники технологічності характеризують конструктивну і технологічну складність виробу [49].

В таблицях 2.1-2.3 наведено відносні показники технологічності.

Таблиця. 2.1 Перелік вузлів портативного електроміографу

№	Вузол	Кількість	Уніфікація
1	Вузол Плата СК	1	уніфікований
2	Вузол Плита верхня СК	1	уніфікований

Таблиця. 2.2 Перелік операцій складання портативного електроміографу

№	Операція	Уніфікація
1	Встановлення	не уніфікована
2	Контроль	не уніфікована
3	Пайка	не уніфікована
4	Маркування	уніфікована
5	Згинчування	уніфікована
6	Випробування	уніфікована
7	Клейка	уніфікована

Таблиця. 2.3 Перелік деталей портативного електроміографу

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Друкована плата	1	не уніфікована
2	Ніжка гумова	4	не уніфікована
3	Оправка	3	не уніфікована
4	Підставка	1	не уніфікована
5	Плита верхня	1	не уніфікована
6	Плита нижня	1	не уніфікована
7	Li-Ion Батарея	1	уніфікована
8	Блок клавіатури	1	уніфікована
9	Гайка М2	4	уніфікована
10	Гайка М6	4	уніфікована

11	Гвинт М2х12	4	уніфікована
12	Гвинт М6х50	4	уніфікована
13	Гніздо живлення	1	уніфікована
14	Конектор електроду	5	уніфікована
15	Кнопка 1	1	уніфікована
16	Кнопка 2	1	Уніфікована
17	Мікроконтролер	1	уніфікована
18	Перемикач 1	1	уніфікована
19	Перемикач 2	1	уніфікована
20	Світлодіод зелений	1	уніфікована
21	Світлодіод синій	1	уніфікована
22	Світлодіод червоний	1	уніфікована

Критерій складності виробу

Критерій складності виробу визначається за формулою (2.1) [49]:

$$K_{скл} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.1)$$

де N_{Σ} – число основних складальних одиниць;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{скл} < 0,1$ – технологічність незадовільна;

$K_{скл} = 0,1..0,2$ – технологічність задовільна;

$K_{скл} > 0,2$ – хороша технологічність.

$$K_{скл} = \frac{6}{43} = 0,139 \text{ – технологічність задовільна;}$$

Критерій уніфікації виробу

Критерій уніфікації виробу визначається за формулою (2.2) [49]:

$$K_{yn} = \frac{N_{yn} + n_{yn}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}, \quad (2.2)$$

де N_{yn} – число уніфікованих складальних одиниць;

n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{yn} < 0,25$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn} = 0,25..0,5$ – технологічність задовільна;

$K_{yn} > 0,5$ – хороша технологічність.

$$K_{yn} = \frac{4+32}{6+43} = 0,734 \text{ – хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації вузлів

Показник уніфікації вузлів приладу визначається за формулою (2.3) [49]:

$$K_{yn.N} = \frac{N_{yn}}{N_{\Sigma}}, \quad (2.3)$$

де N_{yn} – число всіх уніфікованих складальних одиниць;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць;

$K_{yn.N} < 0,2$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn.N} = 0,2..0,4$ – технологічність задовільна;

$K_{yn.N} > 0,4$ – хороша технологічність.

$$K_{yn.N} = \frac{4}{6} = 0,667 \text{ – хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації деталей

Показник уніфікації деталей приладу визначається за формулою (2.4) [49]:

$$K_{yn.n} = \frac{n_{yn}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.4)$$

де n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей;

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{yn.n} < 0,3$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn.n} = 0,3..0,6$ – технологічність задовільна;

$K_{yn.n} > 0,6$ – хороша технологічність.

$$K_{yn.n} = \frac{32}{43} = 0,744 \text{ – хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації технологічного процесу

Показник уніфікації технологічного процесу визначається за формулою (2.5) [49]:

$$K_{yn.m.n} = \frac{Q_{yn.on}}{Q_{\Sigma on}}, \quad (2.5)$$

$Q_{yn.on}$ – число уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma on}$ – число всіх операцій;

$K_{yn.m.n} < 0,5$ – технологічність незадовільна;

$K_{yn.m.n} = 0,5..0,75$ – технологічність задовільна;

$K_{yn.m.n} > 0,75$ – хороша технологічність.

$$K_{yn.m.n} = \frac{4}{7} = 0,571 \text{ – технологічність задовільна;}$$

Загальний критерій уніфікації

Загальний критерій уніфікації технологічного процесу визначається за формулою (2.6) [49]:

$$K_{\Sigma yH} = \frac{K_{скл} + K_{yH} + K_{yH.N} + K_{yH.n} + K_{yH.m.n.}}{5}; \quad (2.6)$$

$K_{\Sigma yH} < 0,25$ – технологічність незадовільна;

$K_{\Sigma yH} = 0,25..0,5$ – технологічність задовільна;

$K_{\Sigma yH} > 0,5$ – хороша технологічність.

$$K_{\Sigma yH} = \frac{0,139 + 0,734 + 0,667 + 0,744 + 0,571}{5} = 0,571 \text{ хороша технологічність};$$

Розрахувавши всі показники технологічності, можна зробити висновок, що портативний електроміограф має хорошу технологічність.

2.2. Розрахунок точності складальних робіт

Забезпечення розмірної або геометричної взаємозамінності – типове завдання при складанні механічних ланок механізмів [49]. Воно ґрунтується на розрахунках розмірної ланки, із забезпеченням розрахунку допуску на останню замикаючу ланку.

Розглянемо розрахунок розмірної ланки портативного електроміографу (рис. 2.2.) методом повної взаємозамінності [49].

Тут, L_1 , L_3 , L_4 – зменшуючі розміри;

L_2 – збільшуючий розмір.

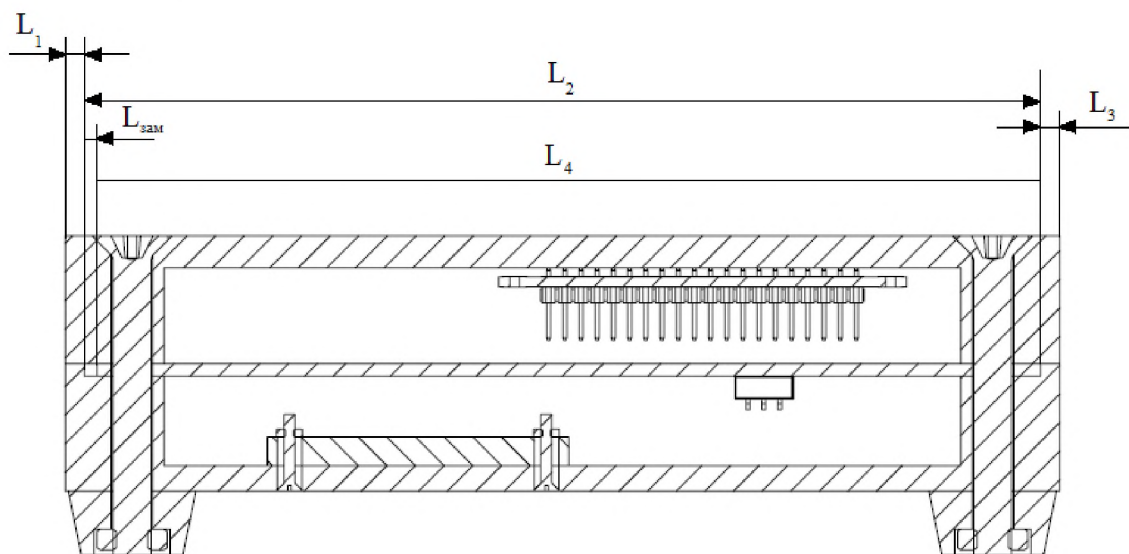


Рис. 2.2. Розмірні ланки портативного електроміографу

Метод max і min з врахуванням номіналів

$$L_{зам} = L_2 - (L_1 + L_3 + L_4) = 156 - (3 + 3 + 148) = 2 \text{ (мм)}; \quad (2.7)$$

$$L_{зам}^{\max} = \sum_1^n L_{зб}^{\max} - \sum_1^p L_{зм}^{\min} = 156,15 - (2,9 + 2,9 + 147,9) = 2,45 \text{ (мм)}; \quad (2.8)$$

$$L_{зам}^{\min} = \sum_1^n L_{зб}^{\min} - \sum_1^p L_{зм}^{\max} = 155,85 - (3,1 + 3,1 + 148,1) = 1,55 \text{ (мм)}; \quad (2.9)$$

Відповідно, верхні та нижні відхилення замикаючої ланки розраховуються як [49]:

$$(BB)_{зам} = L_{зам}^{\max} - L_{зам} = 2,45 - 2 = 0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.10)$$

$$(HB)_{зам} = L_{зам}^{\min} - L_{зам} = 1,55 - 2 = -0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.11)$$

Отже, $L_{зам} = 2_{-0,45}^{+0,45}$

Для перевірки отриманих результатів порахуємо допуск замикаючої ланки екстремальним методом без врахування номіналів [49].

Екстремальний безномінальний метод

$$(BB)_{зам} = \sum_1^n (BB)_{зб} - \sum_1^p (HB)_{зм} = (0,15) - (-0,1 - 0,1 - 0,1) = 0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.12)$$

$$(HB)_{зам} = \sum_1^n (HB)_{зб} - \sum_1^p (BB)_{зм} = (-0,15) - (0,1 + 0,1 + 0,1) = -0,45 \text{ (мм)}; \quad (2.13)$$

Отже, $L_{зам} = 2_{-0,45}^{+0,45}$, значення співпадають, розрахунок проведено вірно.

2.3. Розробка технологічного процесу складання

2.3.1. Схема структурного складу

Структурну схему складання портативного електроміографу показано на кресленні ДППБ-351.1702.006 СХ (Додаток Е). У складі приладу є шість складальних одиниць першого рівня (А1, А2, Б1-Б4), а також 43 деталі, 32 з яких – стандартні вироби.

2.4. Технологічна схема складання

Технологічна схема складання (ТСС) показана на кресленні ДППБ-з51.1702.007 СХ (Додаток Є) показує структуру та маршрут складання портативного електроміографу і його окремих вузлів. За базову деталь приладу взято «Плиту нижню» (поз.6) на якій здійснюється поступове закріплення окремих деталей і складальних одиниць. Більш детальний маршрут складання портативного електроміографу показано в «Маршруті складання приладу» (Додаток Ж).

ВИСНОВКИ

Впродовж роботи над дипломним проектом було розроблено портативний електроміограф з мікроконтролерним керуванням. При цьому, в процесі роботи було проведено загальний огляд анатомічних особливостей структури м'язового апарату, розглянуто класифікацію методів визначення активності м'язів, описано основні засади методу поверхневої електроміографії, здійснено аналіз засобів інтелектуальної власності, а також проаналізовано сучасні пристрої для вимірювання поверхневої електроміограми.

Окрім того, автором було спроектовано функціональну та електричну схему портативного електроміографу, обрано її схемо-технічні компоненти здійснено розрахунки параметрів операційного підсилювача.

В технологічному розділі до роботи було проведено розрахунок розмірних ланцюгів електроміографу, та визначено рівень технологічності приладу. При цьому, в процесі написання роботи було спроектовано структурну і технологічну схеми, маршрутні карти складання, визначено потенційно-можливі несправності приладу і шляхи їх усунення.

До роботи додано наступний графічний матеріал та креслення: класифікацію методів визначення поверхневої активності м'язів, загальний вигляд і складальне креслення портативного електроміографу, електричну, функціональну схеми приладу і деталювання (див. Додатки).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Головацький А.С., Черкасов В.Г., Сапін М.Р., Федонюк Я. І. Анатомія людини. – К.: Нова книга, 2009. — Т. 1-3
2. Федонюк Я. І. Анатомія та фізіологія з патологією. – Терн.: Укрмедкнига, 2001. – 680 с.
3. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. – М.: Медицина, 2004. – Т. 1-4.
4. Skeletal muscle [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit4_2_muscle_structure/
5. Федюкович Н. И. Анатомія і фізіологія людини – Київ : Медицина, 2003. – 402с.
6. Філімонов. В.І. Фізіологія людини. – Київ : Медицина, 2015. – 488 с.
7. Рибалко Л.М., Коргіна Н.В., Біологія. – К.: УОВЦ «Оріон», 2016. – 272 с.
8. Потенціал дії [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://physiology.nuph.edu.ua/wp-content/uploads/2017/07/97.pdf/>
9. Гайко О.Г. Електроміографічна діагностика ішемічного ураження м'язів кінцівок / О. Г. Гайко, О. В. Долгополов, С. С. Страфун // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 1. — С. 67–72.
10. Профілактика, діагностика та лікування ішемічних контрактур кисті та стопи / С.С.Страфун, А. Т. Бруско, А. П.Лябах та ін. — К.: Стилос, 2007. — 264 с.
11. Страфун С.С. Використання вільної та невільної пересадки latissimusdorsi хворим з ішемічною контрактурою Фолькмана верхньої кінцівки тяжкого ступеня / С. С. Страфун, І. М. Курінний, О. Г. Гайко, О. В. Долгополов // Травма. — 2009. — Т. 10, № 1. — С. 3–8.
12. Гайович В.В. Особливості структурних змін скелетних м'язів кінцівок при тривалій денервації в експерименті / В.В. Гайович // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2014. — № 4. — С. 42–46.
13. Stipp-Brambilla E. J. Double muscle innervation using end-to-side neuroorrhaphy in rats / Stipp-Brambilla E. J., Viterbo F., Labbé D., Garbino J. A., Bernardelli M. M. // Sao Paulo Med. J. – 2012. – Vol. 130(6). – P. 373–379.
14. Swartz K. R. External neurolysis may result in early return of function in some muscle groups following brachial plexus surgery / Swartz K. R., Boland M., Fee D. B. // Clin. Neurol. Neurosurg. – 2012. – Vol. 114 (6). – P. 768–775.
15. Ashley Z. Atrophy, but not necrosis, in rabbit skeletal muscle denervated for periods up to one year / Z. Ashley // Am.J. Physiol. – 2007. – Vol. 292. – P. 440–441.

- 16.Boahene K. D. Principles and biomechanics of muscle tendon unit transfer: application in temporalis muscle tendon transposition for smile improvement in facial paralysis / K. D. Boahene // *Laryngoscope*. – 2013.– Vol. 123 (2). – P. 350–355.
- 17.Скоромец А. А, Казаков В. М, Руденко Д. И. Лице-лопаточно-плечевая мышечная дистрофия и ее связь с лице-лопаточно-перонеальной мышечной дистрофией. – СПб.: Политехника, 2012. – 378 с.
- 18.Скоромец А. П., Скоромец А. А, Скоромец Т. А.. Пропедевтика клинической неврологии. – СПб.: Политехника, 2011. – 329 с.
- 19.Илясов Л. В. Биомедицинская аналитическая техника. – СПб.: Политехника, 2012. – 352 с.
- 20.Пахарьков Г. Н. Биомедицинская инженерия. – СПб.: Политехника, 2011. – 233 с.
- 21.Тиманюк В.О., Животова Е.В. Биофизика. – К.: ИД «Профессионал», 2004. – 704 с.
22. Castellini, C., Gruppioni, E., Davalli, A., and Sandini, G. (2009). Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography. *J. Physiol. (Paris)* 103, 255–262. doi: 10.1016/j.jphysparis.2009.08.008.
- 23.Vonsevych K. Fingers movements control system based on artificial neural network model / K. Vonsevych, M. F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, M. Bezuglyi // *Radioelectronics and Communications Systems*. — 2019. — Vol. 62, No. 1.— P. 23–33.
- 24.Rasouli M, Chellamuthu K., Cabibihan J (2016). Towards Enhanced Control of Upper Prosthetic Limbs: A Force-Myographic Approach: a review. Senior Member, IEEE
- 25.Vonsevych K. P. Evaluation of Electromyogram Time Characteristics of the Wrist Functional Movements for Intuitive Control of Bionic Prosthesis / K. P. Vonsevych, M. O. Bezuglyi, A. O. Haponiuk // *Naukovi Visti NTUU KPI*. — 2018. — No. 1. — P. 45–53. doi:10.20535/1810-0546.2018.1.115941.
- 26.Jiang X., Merchi L., & Xiao Z. (2017). Exploration of Force Myography and surface Electromyography in hand gesture classification. 63-73
27. Пахарьков Г. Н. Биомедицинская инженерия. – СПб.: Политехника, 2011. – 233 с.
- 28.Одинак М.М, Живолупов С.А. Заболевания и травмы периферической нервной системы (обобщение клинического и экспериментального опыта). – СПб.: СпецЛит, 2009. – 280 с.
- 29.Пат. JP 2004202196А. Electromyograph - опубли. 05.03.2003

30. Пат. EP 2406698B1. Wearable electromyography-based controllers for human-computer interface - опубл. 13.03.2009
31. Пат. US 9808172B2. Systems and methods for performing surface electromyography and range-of-motion test - опубл. 06.02.2008.
32. Пат. US 6865409B2. Surface electromyographic electrode assembly - опубл. 11.07.2001.
33. Пат. WO 2016171642A2. Многоканальный датчик электромиограммы - опубл. 11.07.2001.
34. Портативный прибор (миограф-БОС-тренажер-стимулятор) МИСТ [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.siata.net.ua/index.php/portativnyj-pribor-miograf-bos-trenazher-stimulyator-mist/>
35. Миограф 2 канальный [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://prom.ua/ua/p291359607-miograf-kanalnyj.html/>
36. 1-CHANNEL EMG U-CONTROL - T8825 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.medicalexpo.com/prod/thought-technology/product-70321-654063.html/>
37. The MyoTrace 400 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.medwrench.com/equipment/2245/noraxon-myotrace-400/>
38. Shimmer's wearable sensor platform [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.shimmersensing.com/products//>
39. ATMEGA16A-AU. [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://www.tme.eu/ru/details/atmega16a-au/lineika-avr-8-bit/microchip-atmel/>
40. 320x240 TFT LCD Screen модуль. [Электронный ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://arduino.ua/prod464-2-4-320h240-tft-lcd-screen-modul>
41. HC-12: радиомодуль с UART-интерфейсом. [Электронный ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://eax.me/hc-12/>
42. USB 2.0 - UART TTL переходник на CH340G. [Электронный ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://arduino.ua/prod232-usb-2-0-uart-ttl-perehodnik-na-ch340g>
43. Модуль SD-card для Arduino (SPI). [Электронный ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://arduino.ua/prod589-modul-sd-card-dlya-arduino-spi>
44. Нестеренко Б. К. Интегральные операционные усилители: Справочное пособие по применению. — М. : Энергоиздат, 1982. — 128 с.
45. Операцийний підсилювач LM124. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://uamper.com/LM324N-Low-power-Quad-Op-Amplifier>

- 46.«Аналогова електроніка» Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт. Київ. «Політехніка». 2010. – 69с.
- 47.Нестеренко Б. К. Интегральные операционные усилители: Справочное пособие по применению. — М. : Энергоиздат, 1982. — 128 с.
- 48.Мультиметр DT9205A. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://bazaroved.ru/multimetr-dt9205a-obzor-tehnicheskikh-harakteristik-i-nastroyki/>
- 49.Основи технології складання приладів: Підручник/ В.О. Румбешта. – К.: ІСДО, 1993. – 303с.
- 50.Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. – Иваново.: Медицина, 2003. – 264 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

Методи
аналізу

Електронеїро-
міографія

Поверхнева
електроміографія

Сономіографія

Форсе-
міографія

Спокою

Рефлекторної
активації

Пасивного
розтягування

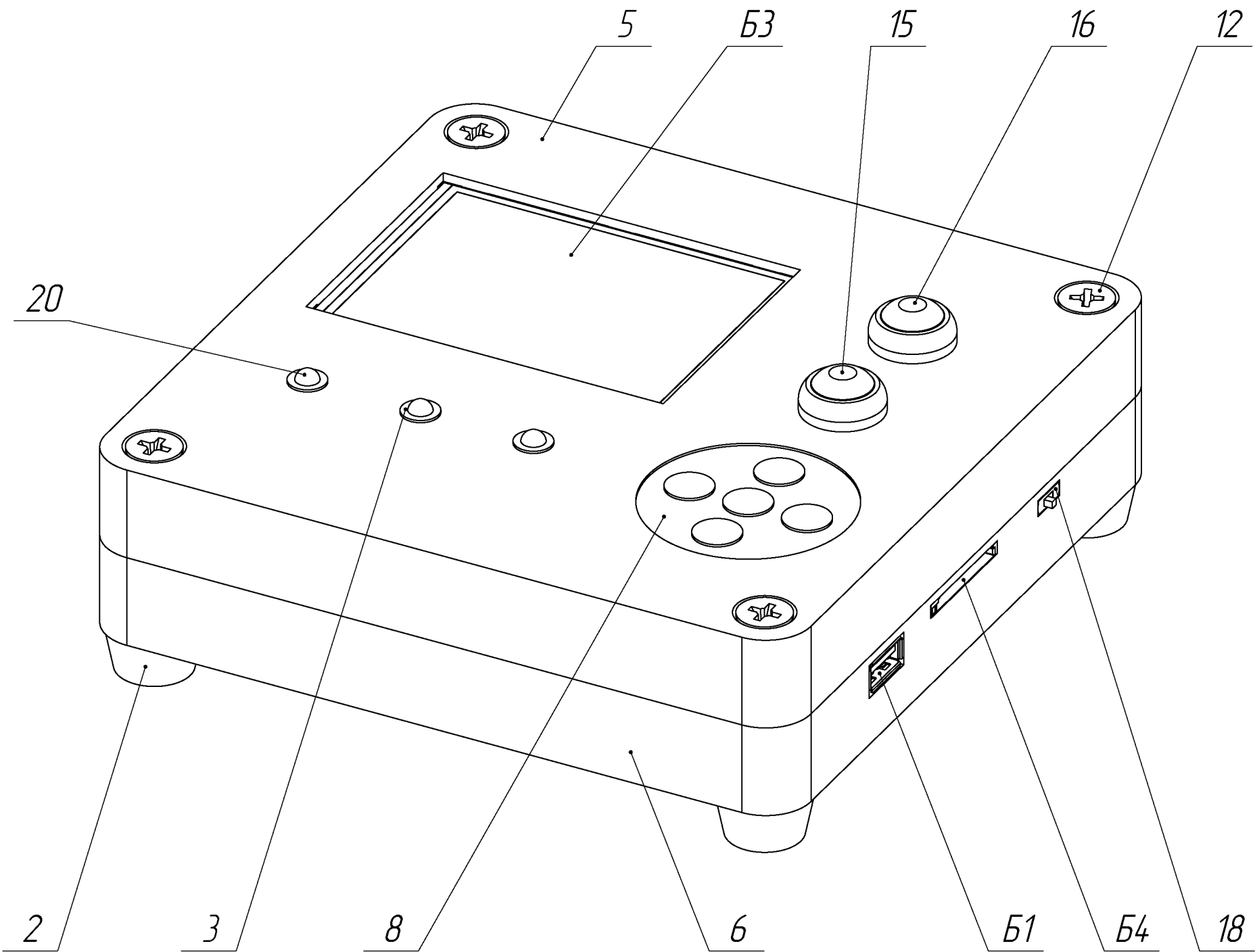
Максимального
навантаження

Дозованого
навантаження

Взам. инв. №	
Підп. и дата	
Инв. № подл.	

						ДППБ-351.1702.001СХ			
						Класифікація методів визначення активності м'язів	Стадія	Масса	Масштаб
Изм.	Коллч.	Лист	№ док.	Подп.	Дата				1:1
Разраб.		Савченко А.					Лист	Листов	
Проб.		Вонсевич К.П.							
Т.контр.							ПБФ, 4к		
Н.контр.									
Утв.		Вонсевич К.П.							

Додаток Б



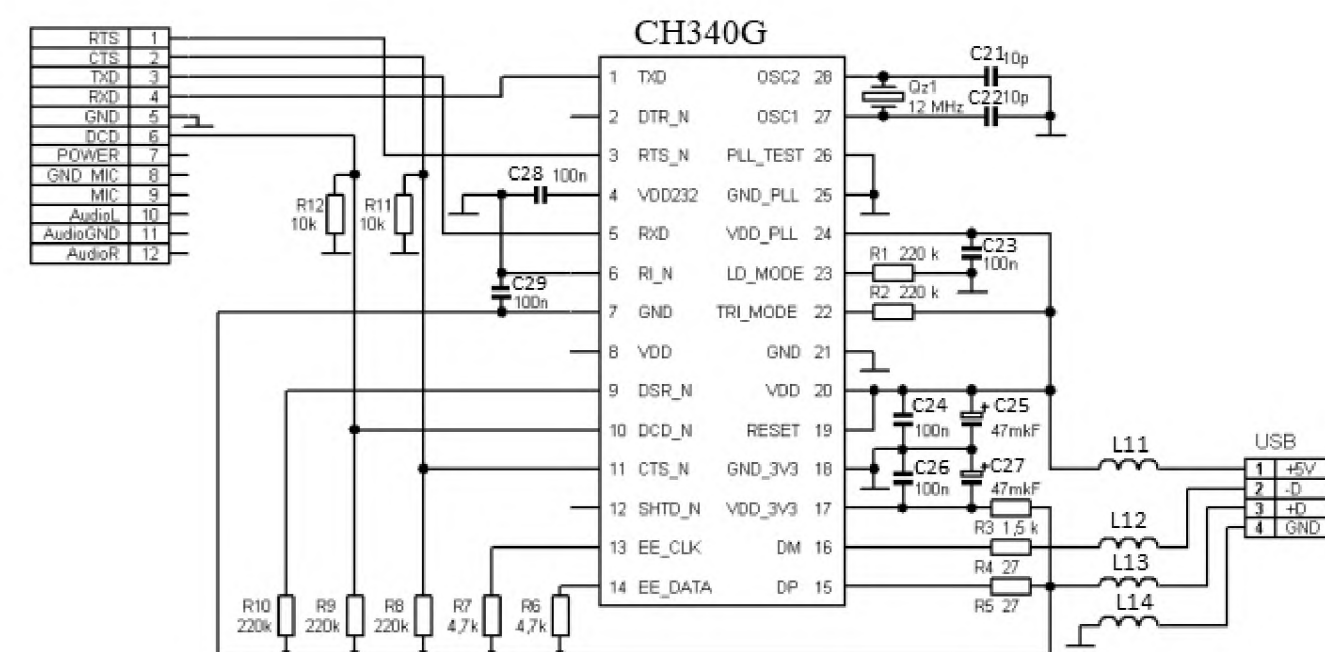
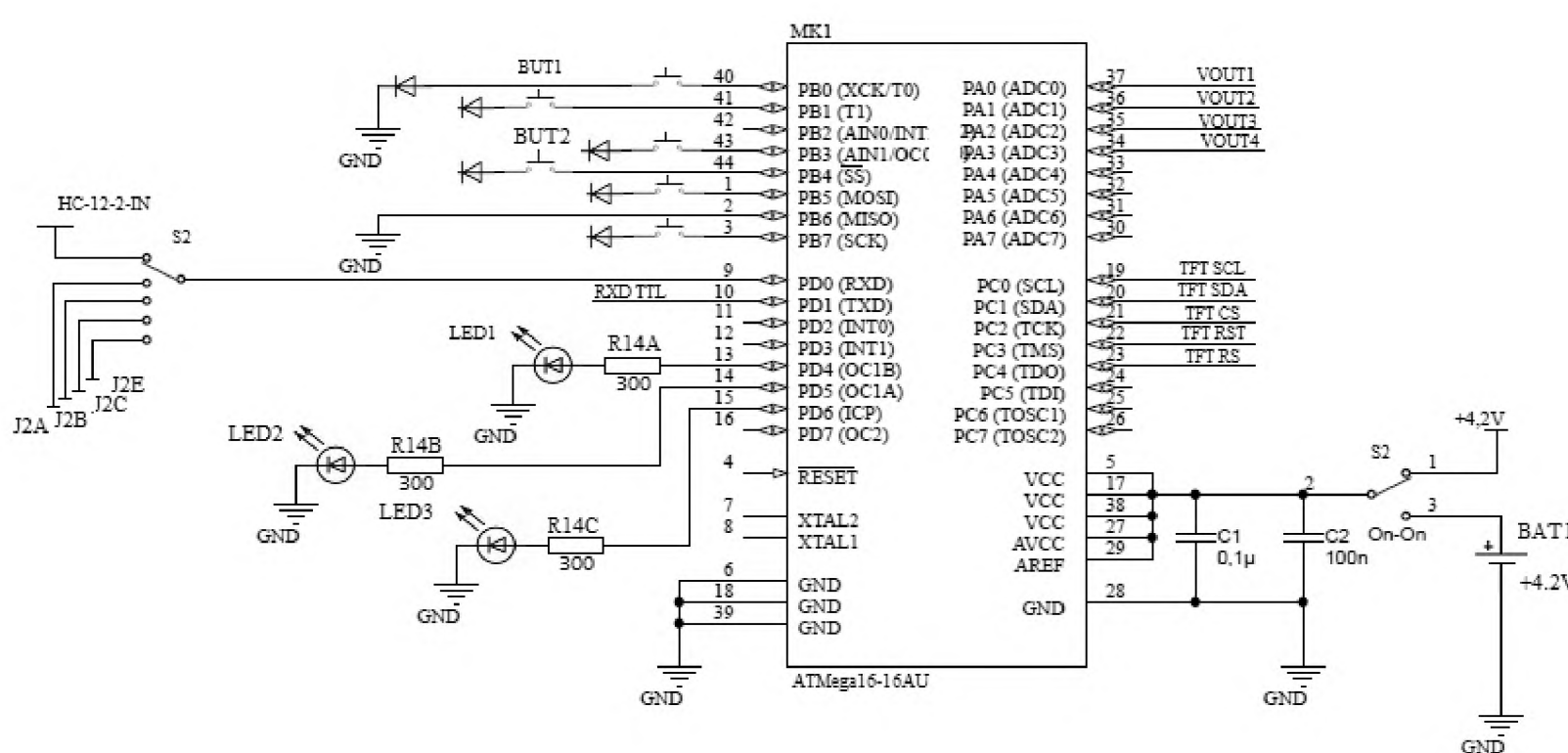
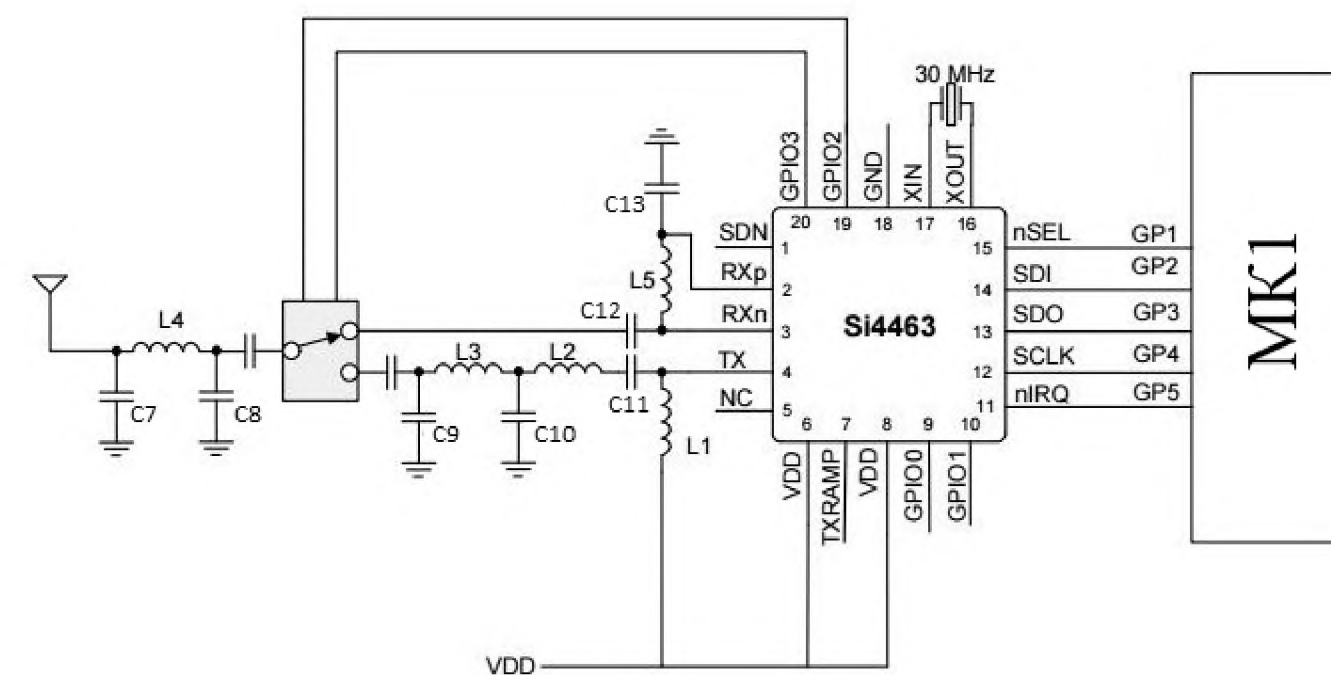
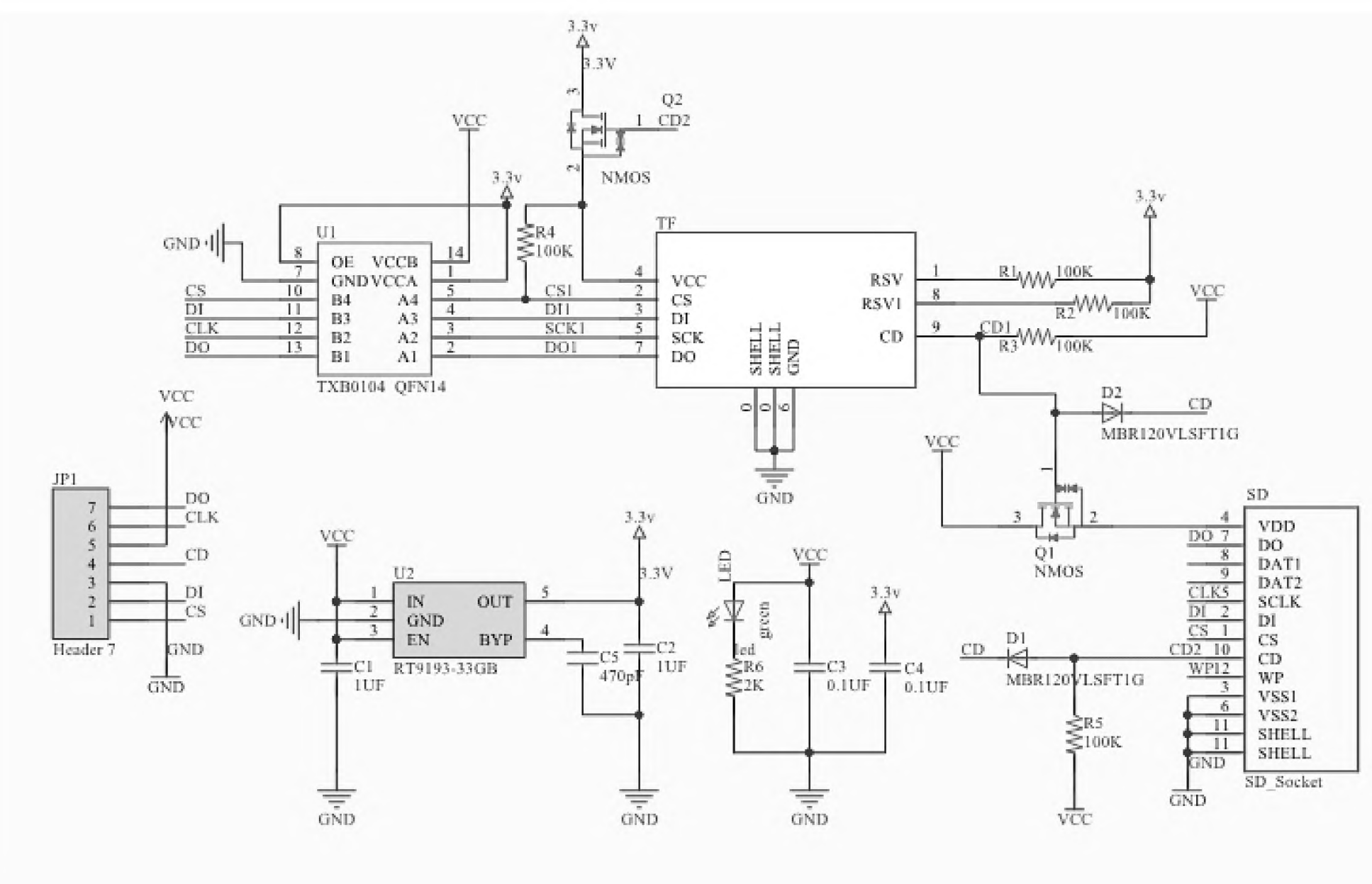
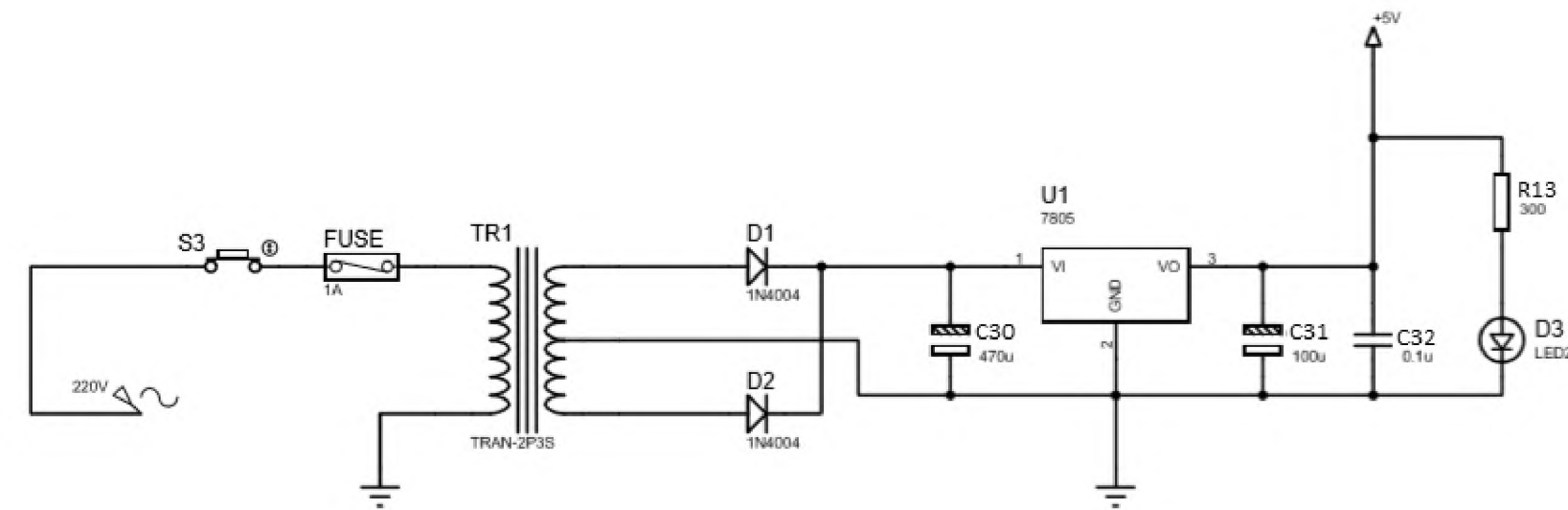
- Б1 – USB Модуль
- Б3 – TFT Дисплей
- Б4 – Модуль SD карти
- 2 – Ніжка гумова
- 3 – Оправка
- 5 – Плита верхня
- 6 – Плита нижня
- 8 – Блок клавіатури
- 12 – Гвинт M6x50
- 15 – Кнопка 1
- 16 – Кнопка 2
- 18 – Перемикач 1
- 20 – Світлодіод

Параметр	Показник
Вага приладу	1 кг
Габаритні розміри	156x161x58,5
Кількість каналів	2
Тип датчиків	Провідні / Безпроводні

ДППБ-з51.1702.002						Лит.			Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Портативний електроміограф			1:1		
Разраб.	Савченко А				Загальний вигляд					
Пров.	Вонсевич К.П.									
Т. контр.										
Н. контр.										
Утв.	Вонсевич К.П.							ПБФ, 4к		

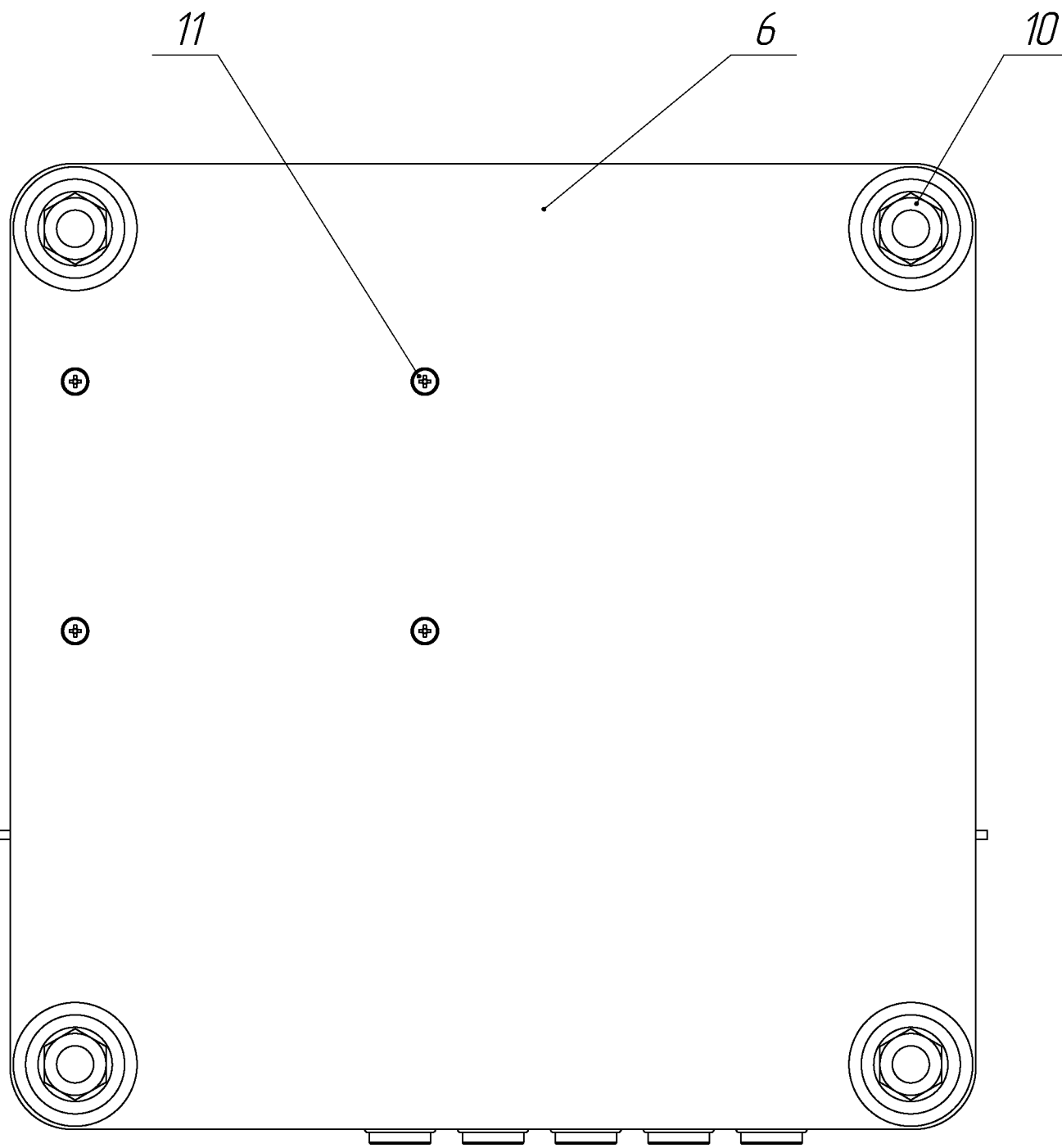
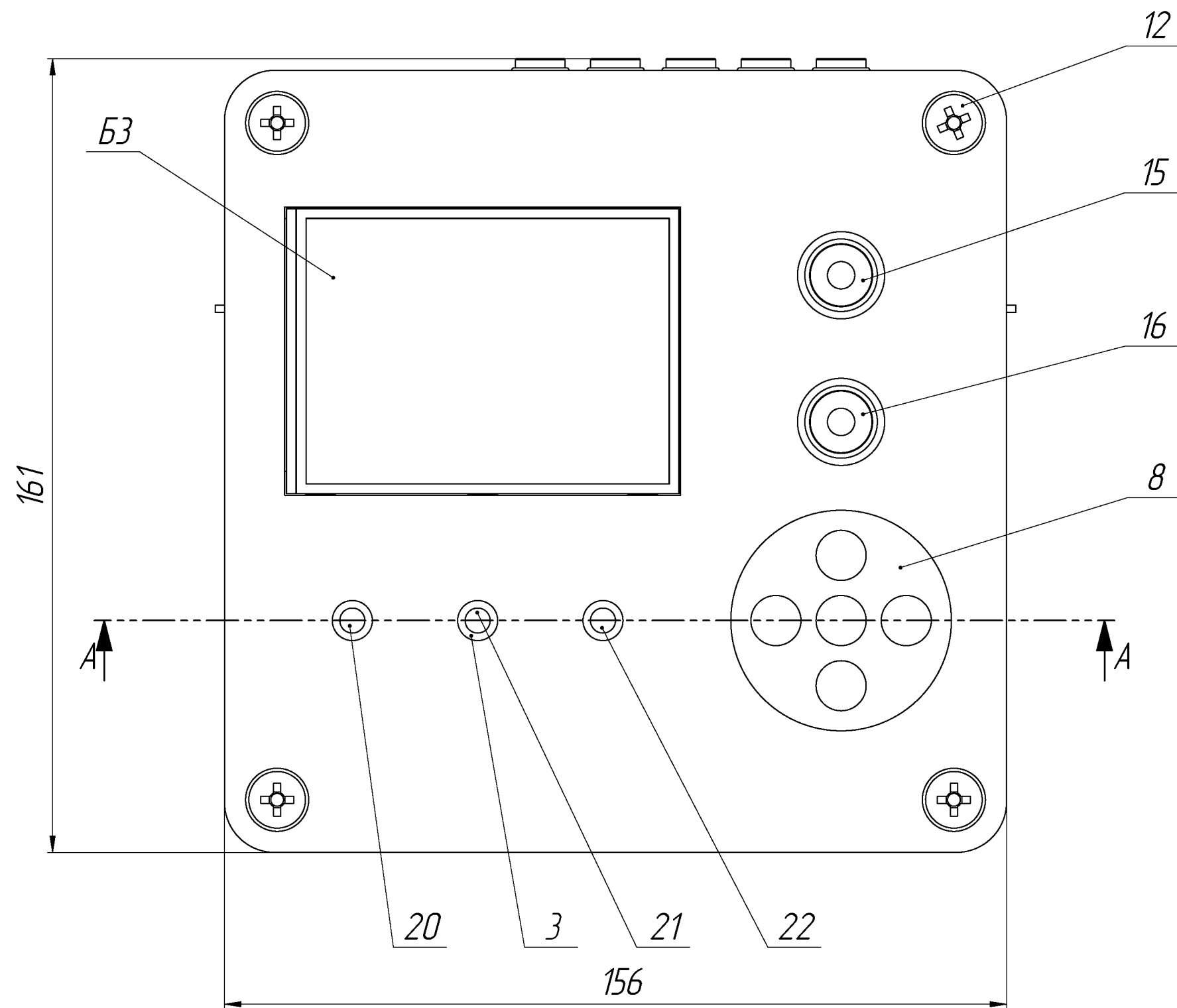
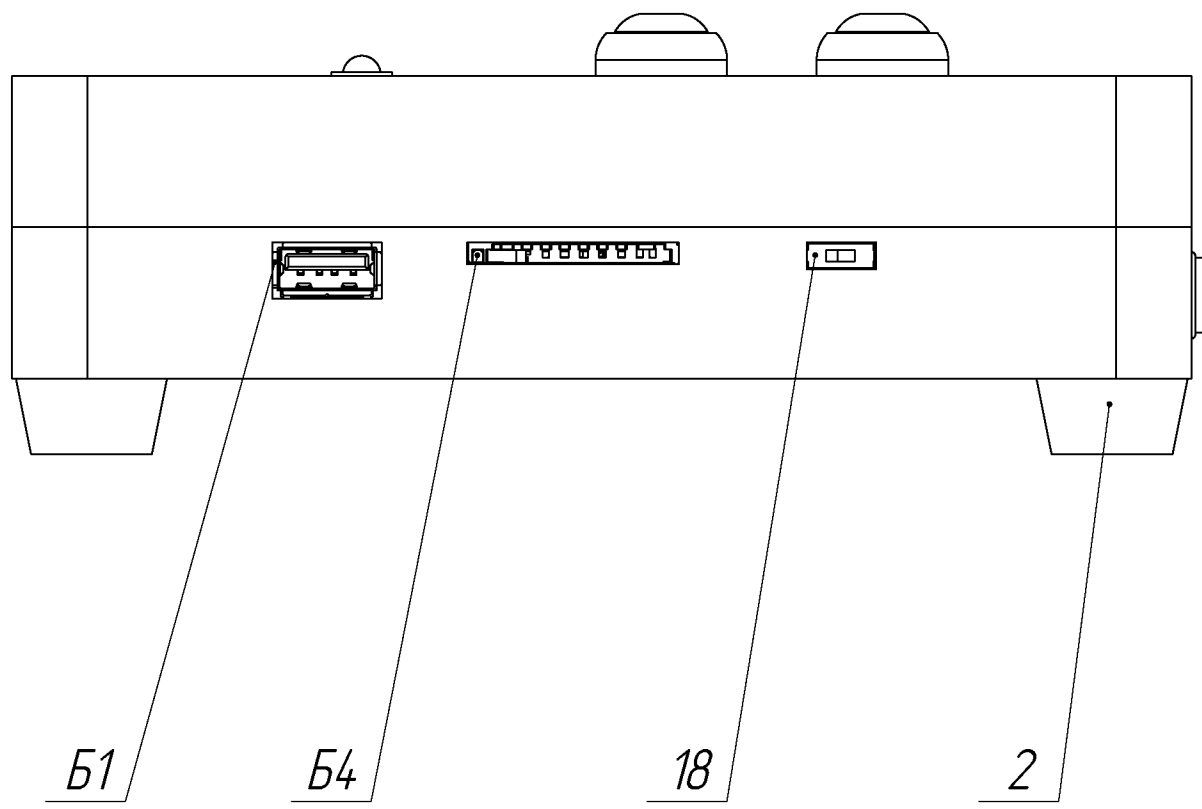
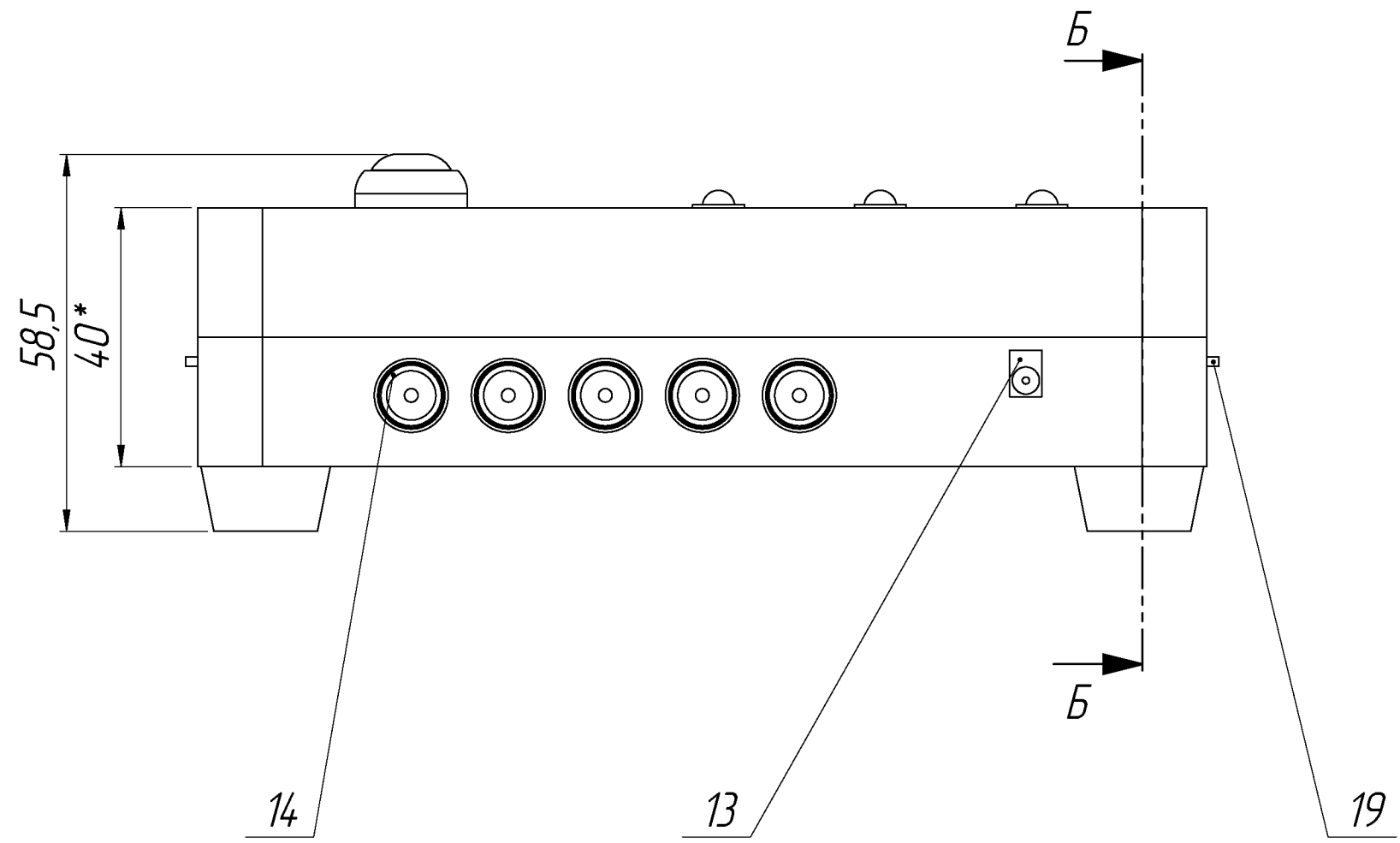
Додаток В

Додаток Г

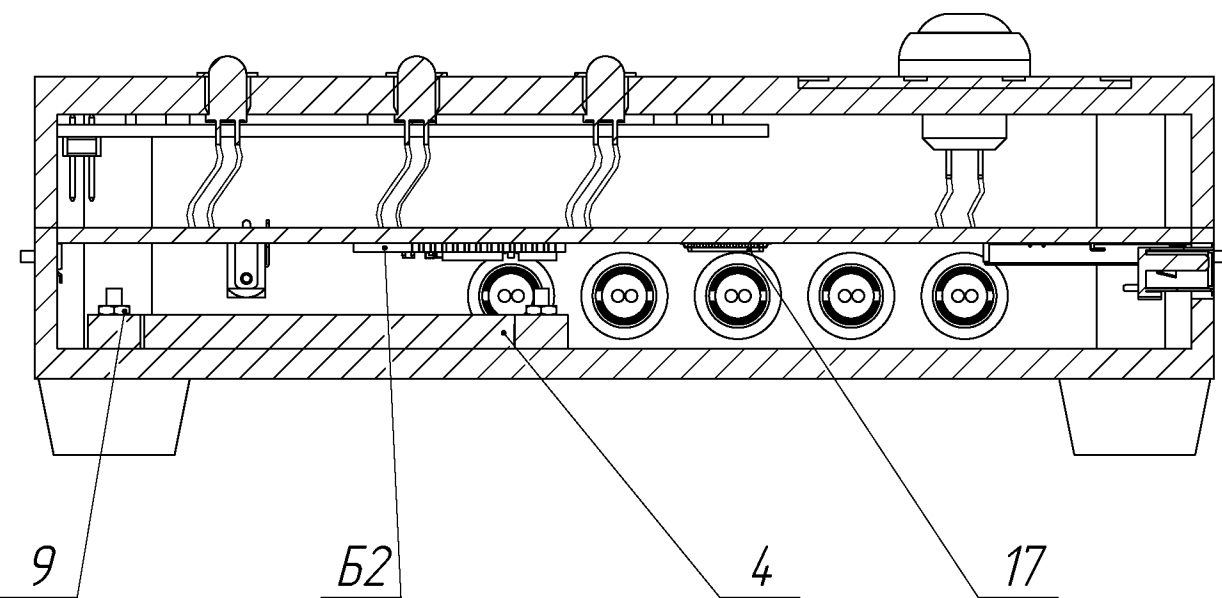


Флпмпт А1

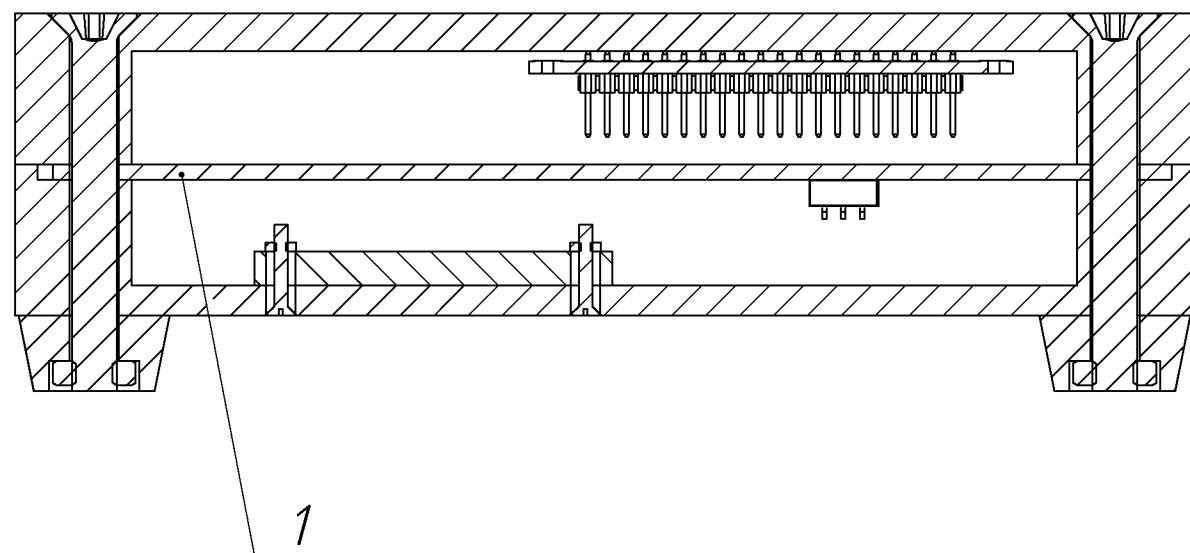
Додаток Д



A-A



B-B



1. *Розміри для довідок
2. Зберігання та перевірка приладу відповідно до ГОСТ 8.706-2010

					ДППБ-351.1702.005 СК				
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Портативний електроміограф		Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.		Савченко А							1:1
Пров.		Вансевич КЛ							
Т. контр.									
Н. контр.							Лист	Листов	
Утв.		Вансевич КЛ					ПБФ, 4к		

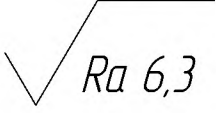


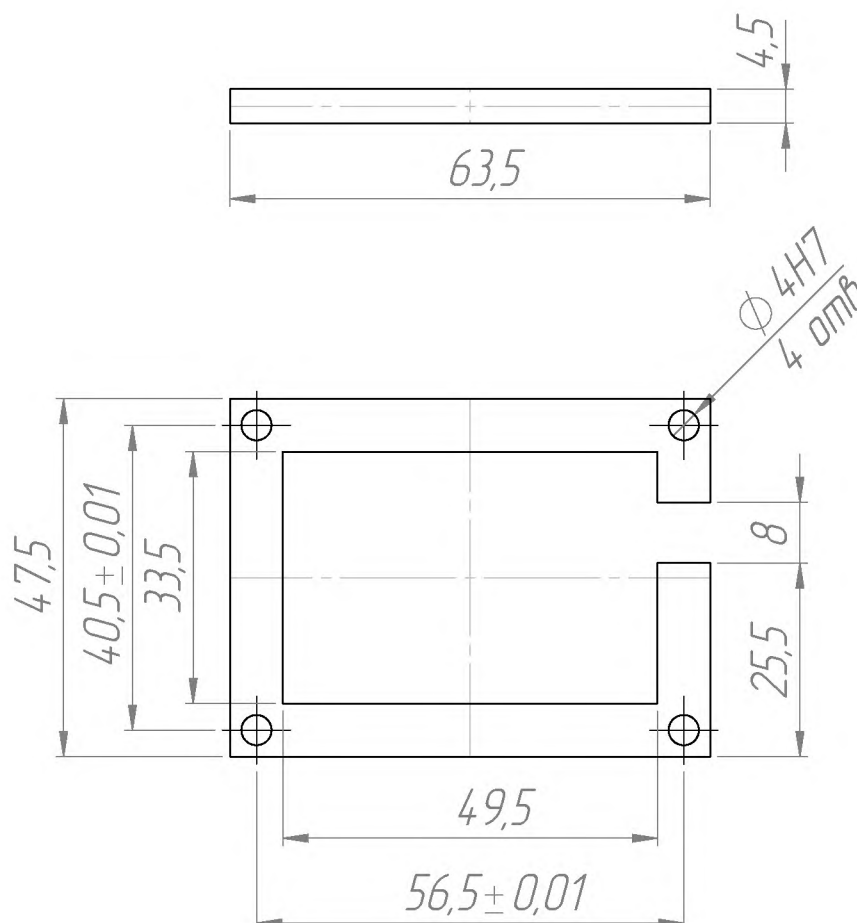
Формат А4

Справ. №	Перв. примен.
----------	---------------

Подп. и дата	Инв. № дубл.	Взам. инв. №	Инв. инв. №
--------------	--------------	--------------	-------------

Инв. № подл.	Подп. и дата
--------------	--------------





1. Гострі кромки притупити

2. Не вказані граничні відхилення H12, h12, $\pm \frac{IT12}{2}$

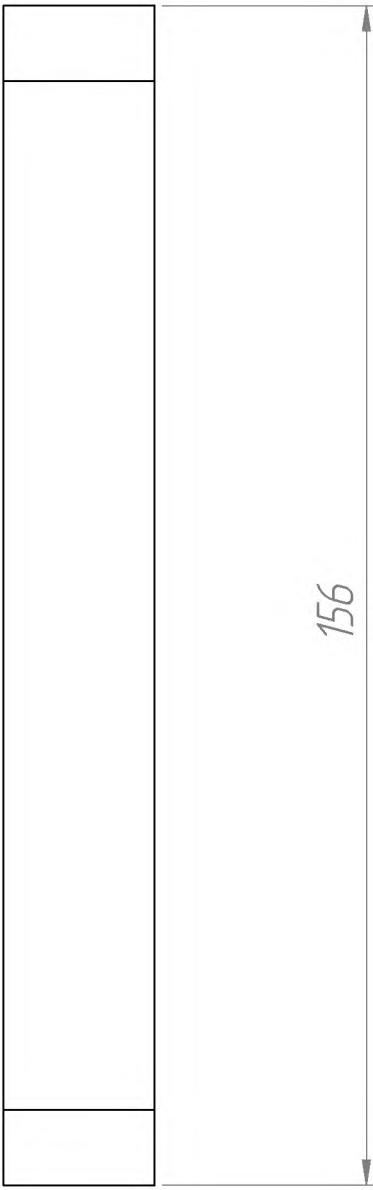
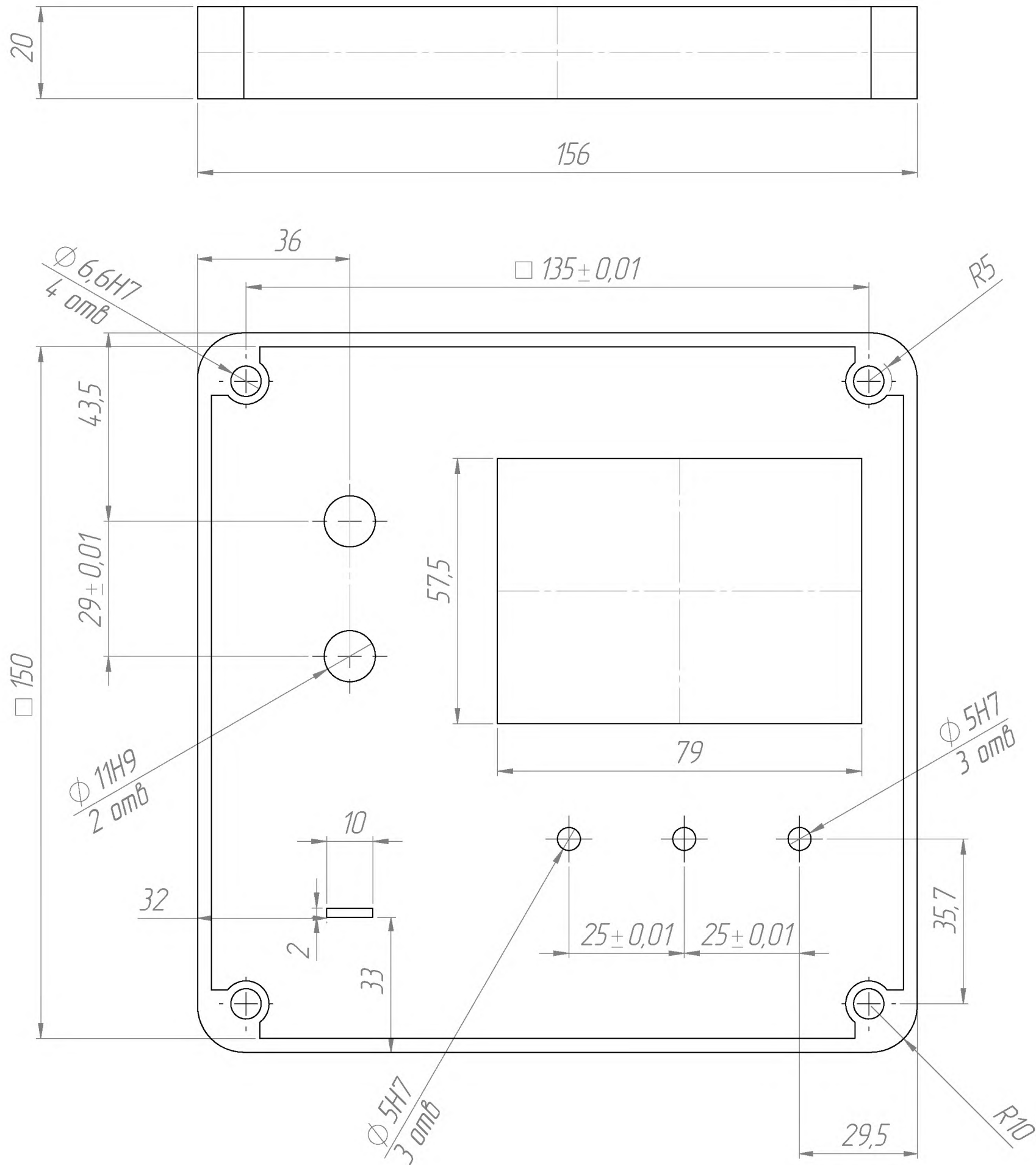
ДППБ-351.1702.005.004				
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Савченко А		
Пров.		Вонсевич К.П.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Утв.		Вонсевич К.П.		

Підставка

Полістерол ГОСТ 20282-86

Лит.	Масса	Масштаб
		1:1
Лист	Листов	

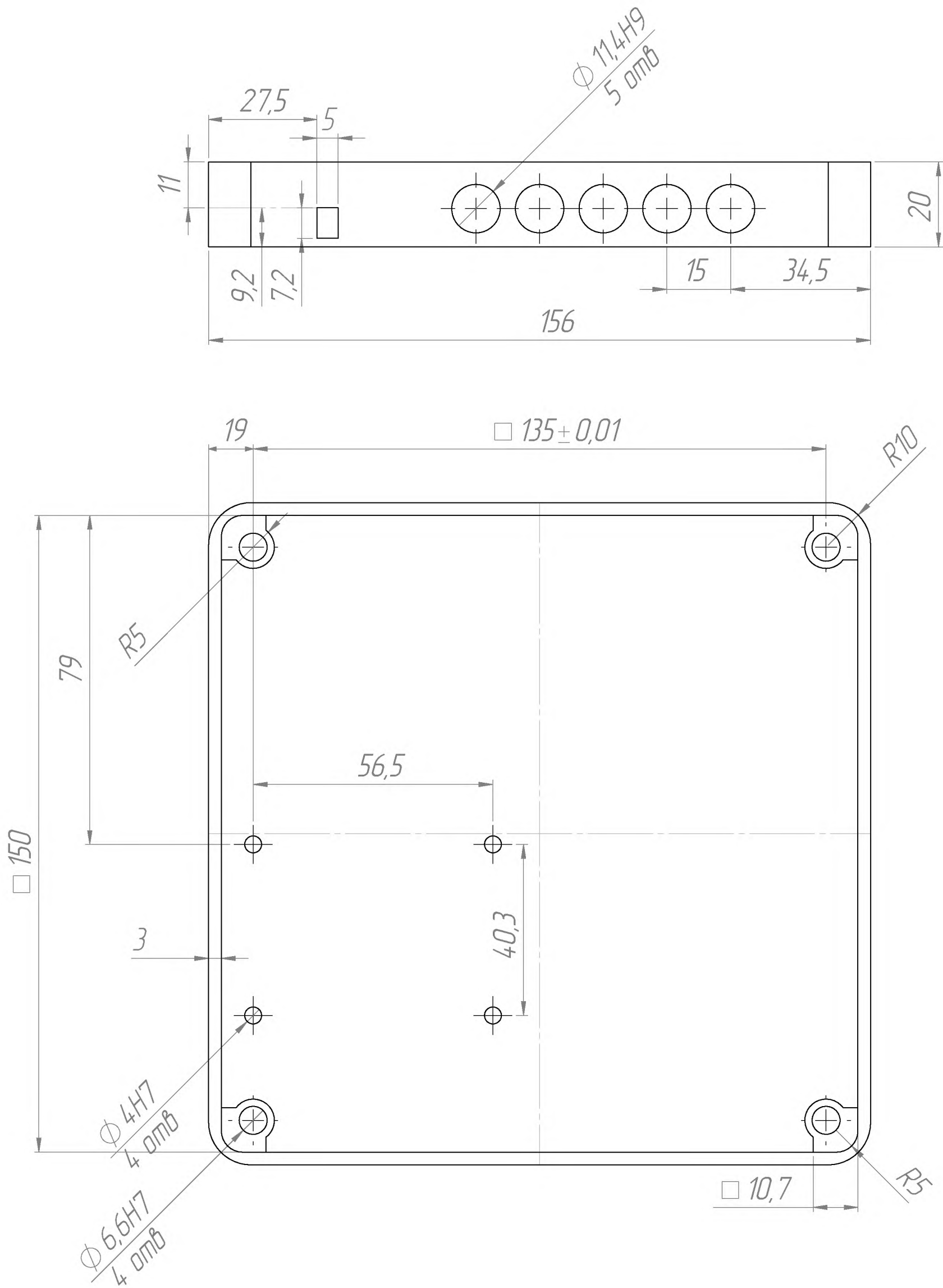
ПБФ, 4к



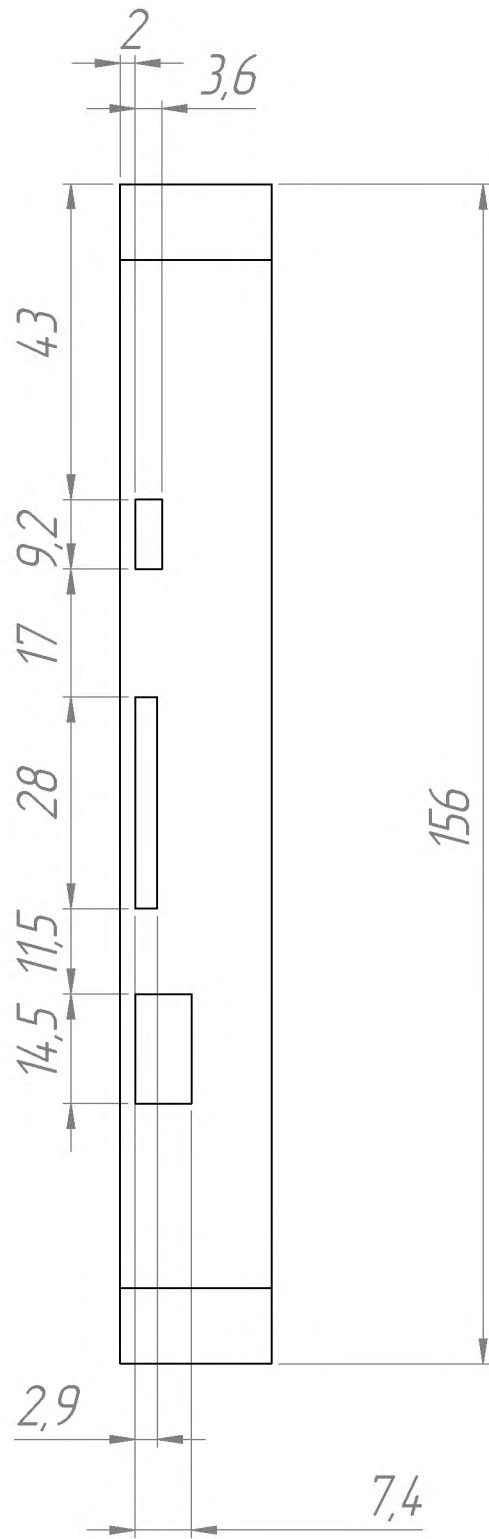
1. Гострі кромки притупити
2. Не вказані граничні відхилення H12, h12, ± $\frac{IT12}{2}$

						ДППБ-з51.1702.005.005			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Плита верхня		Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Савченко А.								1:1
Пров.	Вонсевиц К.П.								
Т. контр.							Лист	Листов	
Н. контр.					Полістерол ГОСТ 20282-86		ПБФ, 4к		
Утв.	Вонсевиц К.П.								

✓ Ra 6,3



✓ Ra 6,3



1.Гострі кромки притупити

2.Не вказані граничні відхилення Н12, н12, ± $\frac{IT12}{2}$

						ДППБ-351.1702.005.006			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Плита нижня		Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Сабченко А								1:1
Пров.	Вансевич К.П.								
Т. контр.							Лист	Листов	
Н. контр.					Полістерол ГОСТ 20282-86		ПБФ, 4к		
Утв.	Вансевич К.П.								

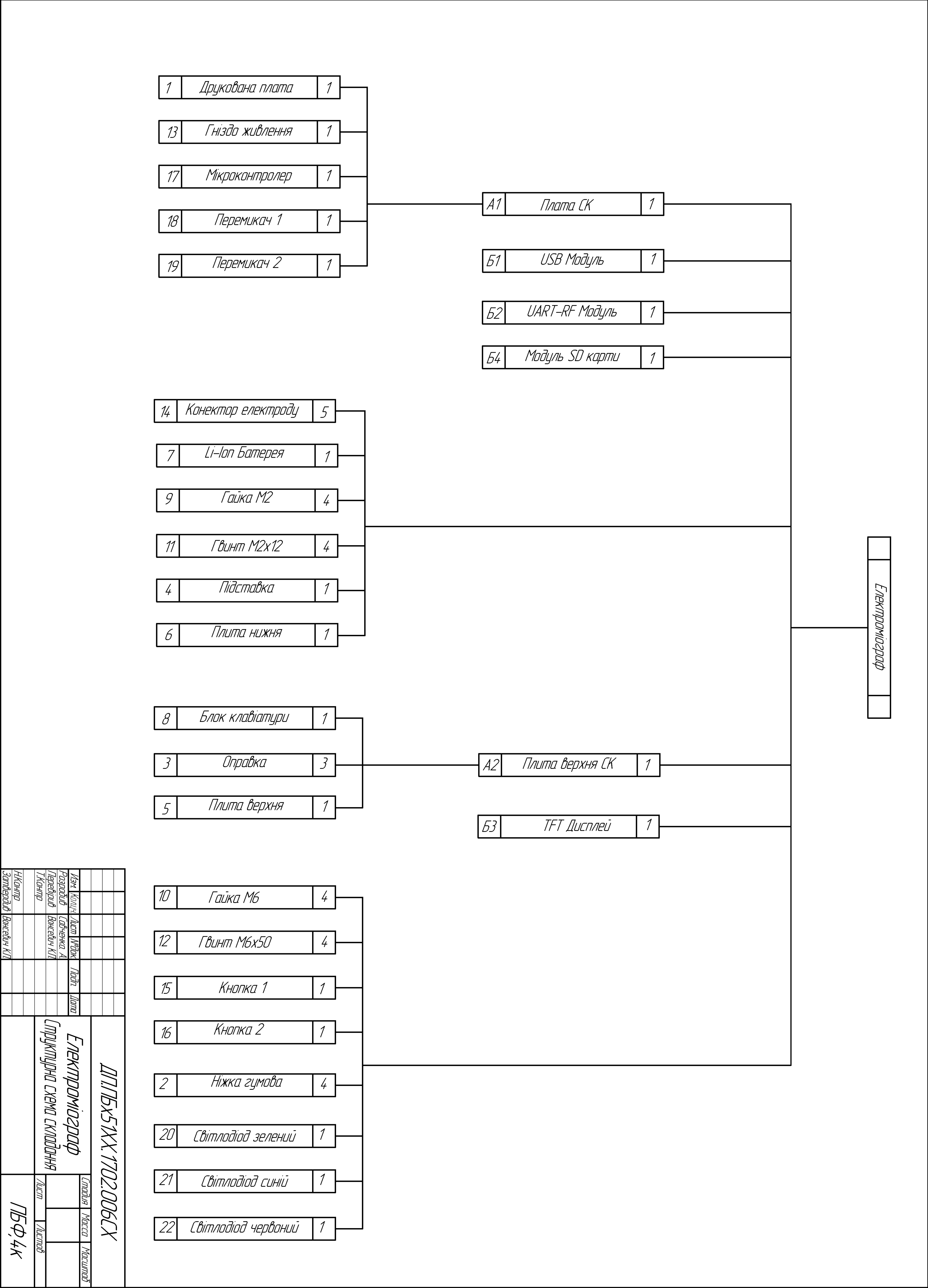
Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кілк.	Прим.
				<u>Документація</u>		
A1			ДП.ПБз51ХХ.1702.002СК	Складальне креслення	1	
				<u>Складальні одиниці</u>		
A4		Б1	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.Б1	USB Модуль	1	
A4		Б2	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.Б2	UART-RF Модуль	1	
A4		Б3	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.Б3	TFT Дисплей S6D1121	1	
A4		Б4	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.Б4	Модуль SD карти	1	
				<u>Деталі</u>		
A3		1	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.01	Друкована плата	1	
A4		2	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.02	Ніжка гумова	4	
A4		3	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.03	Оправка	3	
A4		4	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.04	Підставка	1	
A3		5	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.05	Плита верхня	1	
A3		6	ДП.ПБз51ХХ.1702.002.06	Плита нижня	1	
				ДП.ПБз51ХХ.1702.002СК		
Изм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	Електроміограф. Складальне креслення	
Розробив	Савченко А.					
Перевірив	Вонсевич К.П.					
Т.конт						
Н.конт						
Затвердив	ВонсевичК.П				ПБФ,4к	
					Лит.	Лист
						1
						3

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кілк.	Прим
				Стандартні вироби		
		7		Li-Ion Батарея	1	
				ГОСТ 61436-2004		
		8		Блок клавіатури	1	
				ГОСТ 29124-91		
		9		Гайка М2	4	
				ГОСТ 5927-70		
		10		Гайка М6	4	
				ГОСТ 5927-70		
		11		Гвинт М2х12	4	
				ГОСТ 17475-80		
		12		Гвинт М6х50	4	
				ГОСТ 17475-80		
		13		Гніздо живлення	1	
				ГОСТ 14254		
		14		Конектор електроду	5	
				ГОСТ 14254		
		15		Кнопка 1	1	
				ГОСТ 342840		
		16		Кнопка 2	1	
				ГОСТ 342840		
		17		Мікроконтролер АТМega16А-AU	1	
				ГОСТ 17467-88		
				ДП.ПБз51ХХ1702.002СК		
Изм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	2	

[illegible]

Додаток Е

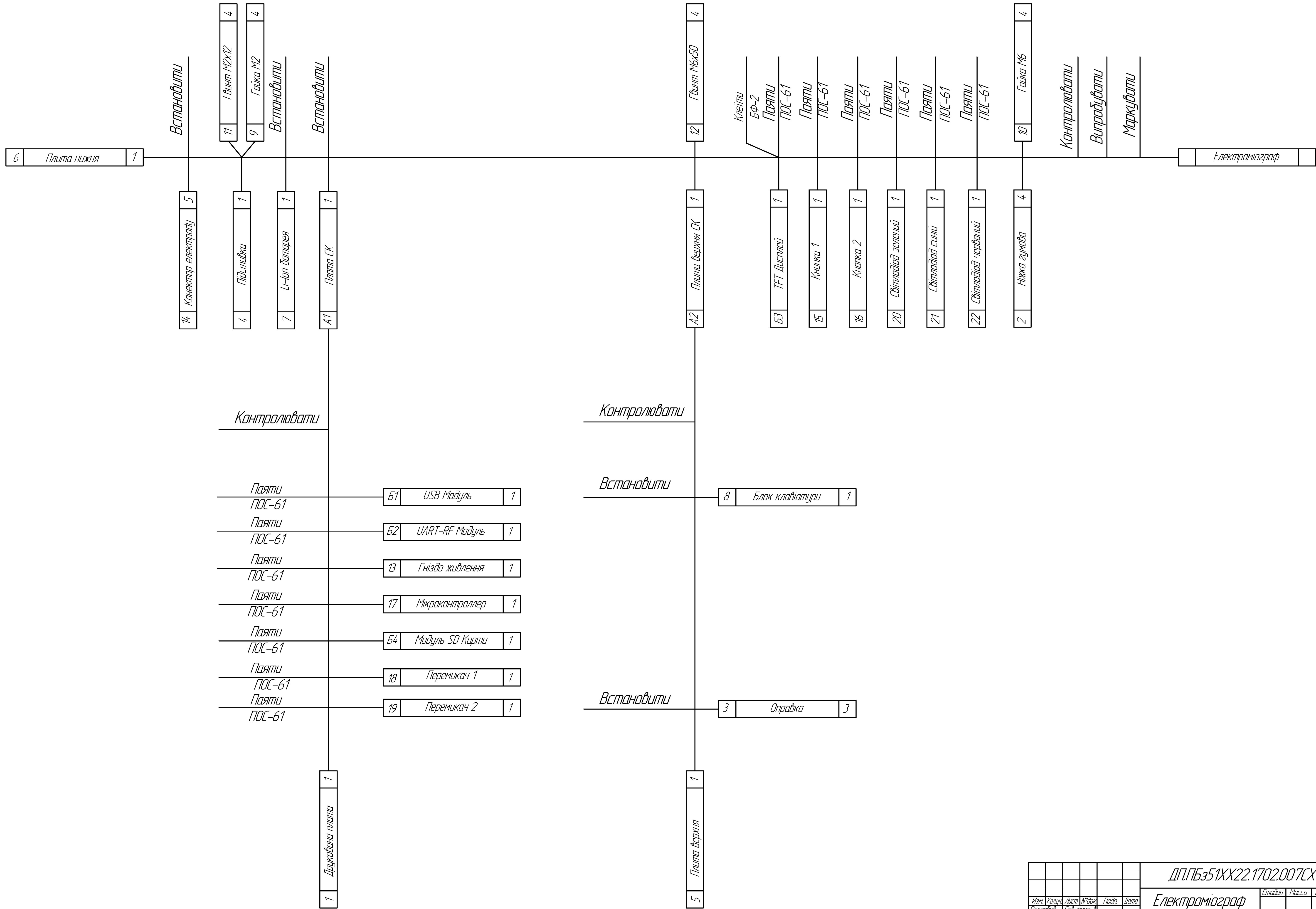
Инв. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №



Електромісраф

Додаток Є

Инд. № подл.	Подп. и дата	Взам. инд. №



						ДП.ПБ.з51ХХ22.1702.007СХ		
Ім'я	Колір	Лист	Місце	Підп.	Дата	Електроміограф		
Розробив			Сабченко А.			Станд.	Маса	Масштаб
Перевірив			Ванкевич К.П.					1:1
Т.Контр.						Лист	Листів	1
Н.Контр.						ПБФ.4к		
Затвердив			Ванкевич К.П.					

Додаток Ж

-	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл.														
	Взам.														
	Подл.														
														1	
Розроб.	Савченко А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського							ПБ-351			
Н.контр.	Вонсевич К.П.					Портативний електроміограф									
	О				Б		Т		Р		М				
А.	01	005 Комплектувальна													
Б.	02	Стіл ТЛ-1972А													
О.	03	1. Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікації													
	04														
А.	05	010 Складальна													
Б.	06	Стіл ТЛ 1972А													
О.	07	1. В Плину нижню поз.6 встановити Конектори електроду поз.14. Закріпити Підставку поз.4 Гвинтами поз. 11 та Гайками поз. 9.													
	08	2. Встановити Li-Ion батарею поз.7 на плиту нижню поз.6 в Підставку поз. 4.													
	09														
А.	10	015 Складальна													
Б.	11	Стіл ТЛ-1972А													
О.	12	1. Встановити і паяти Перемикач 2 поз. 19 на Друковану плату поз. 1.													
О.	13	2. Встановити і паяти Перемикач 1 поз. 18 на Друковану плату поз. 1.													
О.	14	3. Встановити і паяти Модуль SD карти поз. Б4 на Друковану плату поз. 1.													
О.	15	4. Встановити і паяти Мікроконтролер поз. 17 на Друковану плату поз. 1.													
О.	16	5. Встановити і паяти Гніздо живлення поз. 13 на Друковану плату поз. 1.													
О.	17	6. Встановити і паяти UART-RF модуль поз. Б2 на Друковану плату поз. 1.													

	18														
	МК	Маршрутна карта													
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл. Взам. Подл.														
													2		
	Розроб.	Савченко А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-351			
	Н.контр.	Вонсевич К.П.					Портативний електроміограф								
.	О					Б		Т		Р		М			
О.	19	7. Встановити і паяти USB модуль поз. Б1 на Друковану плату поз. 1. На виході отримуємо Друковану плату СК поз.А1.													
М.	20	Пінцет АВА SS; ЭПСФ – 40/220 Електропаяльник ГОСТ 7219-83													
М.	21	Припій ПОС-61 ГОСТ 21930-76													
	22														
А.	23	020 Контрольна													
О.	24	1. Перевірити правильність пайки плати													
	25														
А.	26	025 Складальна													
Б.	27	Стіл ТЛ 1972А													
О.	28	1. Встановити Плату СК поз. А1 на Плину нижню поз. 6.													
	29														
А.	30	030 Складальна													
Б.	31	Стіл ТЛ 1972А													
О.	32	1. Встановити Оправку поз. 3. в Плину верхню поз. 5.													

МК		Маршрутна карта																	
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																		
	Дубл. Взам. Подл.																		
																	3		
	Розроб.	Савченко А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського								ПБ-351					
	Н.контр.	Вонсевич К.П.					Портативний електроміограф												
	О					Б		Т			Р		М						
О.	34	2. Встановити Блок клавіатури поз. 8. в Плиту верхню поз. 5. На виході отримуємо Плиту верхню СК поз.А2.																	
	35																		
А.	36	035 Контрольна																	
О.	37	1. Перевірити правильність складання виробу																	
	38																		
А.	39	040 Складальна																	
Б.	40	Стіл ТЛ-1972А																	
О.	41	1. Встановити та клеїти TFT – дислей поз. Б3 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти TFT – дислей поз. Б3 на Друковану плату СК поз. А1.																	
О.	42	2. Встановити Кнопку 1 поз. 15 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти Кнопку 1 поз. 15 на Друковану плату СК поз. А1.																	
О.	43	3. Встановити Кнопку 2 поз. 16 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти Кнопку 2 поз. 16 на Друковану плату СК поз. А1.																	
О.	44	4. Встановити Світодіод поз. 20 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти Світодіод поз. 20 на Друковану плату СК поз. А1.																	
О.	45	5. Встановити Світодіод поз. 21 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти Світодіод поз. 21 на Друковану плату СК поз. А1.																	
О.	45	6. Встановити Світодіод поз. 22 в Плиту верхню СК поз. А2. Паяти Світодіод поз. 22 на Друковану плату СК поз. А1.																	
М.	47	Пінцет АВА SS; ЭПСФ – 40/220 Электропаяльник ГОСТ 7219-83																	
М.	48	Припій ПОС-61 ГОСТ 21930-76																	
М.	49	Клей БФ-2 ГОСТ 12172-74																	

МК		Маршрутна карта															
		ГОСТ 3.1105-84 Форма 2															
		Дубл.															
		Взам.															
		Подл.															
														3			
Розроб.	Савченко А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-351						
Н.контр.	Вонсевич К.П.					Портативний електроміограф											
	О					Б		Т		Р		М					
А.	39	045 Складальна															
Б.	40	<i>Стіл ТЛ-1972А</i>															
О.	41	<i>1. Встановити Гвинти поз. 12 у Пливу верхню СК поз. А2.</i>															
О.	37	<i>2. Встановити Ніжку гумову поз. 2 на Пливу нижню поз. 6. Закріпити Ніжку гумову поз. 2 Гвинтами поз. 12 та Гайками поз. 10.</i>															
	38																
А.	39	050 Контрольна															
О.	40	<i>1. Перевірити правильність складання виробу</i>															
	41																
А.	42	055 Випробувальна															
О.	43	<i>Мультиметр DT-8305</i>															
О.	44	<i>1. Випробувати на стенді. Контролювати напругу живлення приладу.</i>															
	45																
А.	45	060 Маркувальна															
О.	47	<i>Маркувати виріб та передати на склад</i>															
	48																
	49																